

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

DISSERTATION

**Vergleichende Untersuchungen zum SCHWICKERATH-  
Versuch, VOSS-Versuch und Abschrecktest**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Nadine Schwalbe

aus Bielefeld

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

2. Prof. Dr. W. B. Freesmeyer

3. Prof. Dr. J. M. Setz

Datum der Promotion: 30.01.2009

## **Widmung**

In Dankbarkeit meinen Eltern und meinem Christopher

für ihre Liebe und Unterstützung

# Inhaltsverzeichnis

<b>1 Einleitung</b> .....	<b>9</b>
<b>2 Schrifttum</b> .....	<b>11</b>
2.1 Materialien .....	11
2.1.1 Gerüstmaterialien .....	13
2.1.1.1 Metalle .....	13
2.1.1.2 Keramiken.....	14
2.1.2 Verblendungen .....	15
2.1.2.1 Kunststoffe .....	15
2.1.2.2 Keramiken.....	16
2.2 Verbund .....	17
2.3 Verbund der Keramik mit dem Metallgerüst .....	18
2.3.1 Mechanische Retention .....	18
2.3.2 Kontraktionsvorgänge beim Brennen bzw. Abkühlen .....	19
2.3.3 Chemische Bindung durch Haftoxide .....	20
2.3.4 Zwischenmolekulare Anziehungskräfte .....	21
2.4 Prüfverfahren .....	23
2.5 Dentale Normen .....	24
2.6 Werkstoffprüfungen.....	25
2.6.1 Biegeversuche .....	28
2.6.1.1 SCHWICKERATH-Versuch.....	28
2.6.1.2 Vier-Punkt-Biegeversuch .....	29
2.6.2 Abscher-/Druckversuche .....	29
2.6.2.1 VOSS-Versuch.....	29
2.6.2.2 SCHMITZ/SCHULMEYER-Versuch.....	30
2.6.2.3 MCLEAN/SCED-Versuch.....	31
2.6.2.4 SCHÜTZ-Versuch .....	31
2.6.3 Zugversuche.....	31
2.6.3.1 NALLY/BERTA-Versuch .....	31
2.6.3.2 PÜCHNER-Test.....	32
2.6.3.3 SHELL/NIELSEN-Versuch .....	32

2.6.4 Abschlagversuche .....	32
2.6.4.1 Hammerschlagtest .....	32
2.6.4.2 Kugelfalltest .....	33
2.6.5 Thermische Belastungen .....	33
2.6.5.1 Abschrecktest .....	33
2.6.5.2 Thermoschocktest.....	34
2.6.5.3 Temperaturwechsellasttest .....	34
2.6.6 Chemische Belastungen.....	34
2.6.7 Klinische Langzeitstudien .....	35
2.6.8 Vergleich der Prüfverfahren untereinander.....	36
2.7 Übertragbarkeit auf die klinische Situation .....	36
2.7.1 Übertragbarkeit des SCHWICKERATH-Versuchs .....	37
2.7.2 Übertragbarkeit des VOSS-Versuchs .....	38
2.7.3 Übertragbarkeit des Abschrecktests .....	40
2.8 Klinische Untersuchungen .....	40
2.9 Vergleich von In-vitro- mit In-vivo-Studien.....	44
<b>3 Material und Methodik .....</b>	<b>45</b>
3.1 Materialien .....	45
3.1.1 Nichtedelmetalle .....	46
3.1.1.1 Legierungen auf Nickel-Chrom-Basis .....	46
3.1.1.2 Legierungen auf Kobalt-Chrom-Basis .....	47
3.1.2 Edelmetalle.....	48
3.1.2.1 Legierung auf Palladiumbasis .....	48
3.1.2.2 Goldreduzierte Legierung .....	48
3.1.2.3 Goldlegierung.....	49
3.1.3 Verblendkeramik.....	49
3.2 Prüfkörper .....	50
3.2.1 Herstellung der Prüfkörper für den SCHWICKERATH-Versuch .....	50
3.2.1.1 Das Metallgerüst .....	50
3.2.1.2 Die Keramikverblendung.....	52
3.2.2 Herstellung der Masteraufnehmer für den VOSS-Versuch und den Abschrecktest.....	53

3.2.3 Herstellung der Prüfkörper für den VOSS-Versuch .....	55
3.2.3.1 Das Metallgerüst .....	55
3.2.3.2 Die Keramikverblendung .....	55
3.2.4 Herstellung der Prüfkörper für den Abschrecktest .....	56
3.2.5 Besonderheiten .....	56
3.3 Methodik .....	57
3.3.1 Versuchsanordnung des SCHWICKERATH-Versuchs .....	57
3.3.1.1 DIN Normen .....	57
3.3.1.2 DIN EN ISO 9693 .....	57
3.3.2 Versuchsanordnung des VOSS-Versuchs .....	58
3.3.3 Versuchsanordnung des Abschrecktests .....	60
<b>4 Ergebnisse .....</b>	<b>62</b>
4.1 Ergebnisse des SCHWICKERATH-Versuchs .....	62
4.1.1 Nichtedelmetalllegierungen .....	63
4.1.2 Edelmetalllegierungen .....	64
4.1.3 Vergleich Nichtedelmetall- mit Edelmetalllegierungen .....	65
4.2 Ergebnisse des VOSS-Versuchs .....	66
4.2.1 Nichtedelmetalllegierungen .....	68
4.2.2 Edelmetalllegierungen .....	69
4.2.3 Vergleich Nichtedelmetall- mit Edelmetalllegierungen .....	70
4.3 Ergebnisse des Abschrecktests .....	70
4.3.1 Nichtedelmetalllegierungen .....	72
4.3.2 Edelmetalllegierungen .....	73
4.3.3 Vergleich Nichtedelmetall- mit Edelmetalllegierungen .....	74
4.4 Vergleiche der Prüfmethoden untereinander .....	74
4.4.1 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Nichtedelmetalllegierungen .....	75
4.4.2 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Edelmetalllegierungen .....	76
4.4.3 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei allen Legierungen .....	77
4.4.4 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und Abschrecktest .....	78

4.4.5 Korrelation zwischen VOSS-Versuch und Abschrecktest.....	79
<b>5 Diskussion .....</b>	<b>80</b>
5.1 Diskussion des Messfehlers.....	80
5.1.1 Herstellung der Prüfkörper.....	80
5.1.1.1 SCHWICKERATH-Versuch.....	80
5.1.1.2 VOSS-Versuch.....	83
5.1.1.3 Abschrecktest .....	84
5.1.2 Fehler der Messungen.....	85
5.1.2.1 SCHWICKERATH-Versuch.....	86
5.1.2.2 VOSS-Versuch.....	86
5.1.2.3 Abschrecktest .....	88
5.2 Diskussion der Messwerte .....	89
5.2.1 SCHWICKERATH-Versuch .....	89
5.2.2 VOSS-Versuch .....	90
5.2.3 Abschrecktest .....	91
5.3 Vergleiche der Prüfmethoden untereinander .....	92
5.3.1 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Nichtedelmetalllegierungen .....	92
5.3.2 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Edelmetalllegierungen .....	93
5.3.3 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei allen Legierungen .....	94
5.3.4 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und Abschrecktest.....	94
5.3.5 Korrelation zwischen VOSS-Versuch und Abschrecktest.....	95
5.4 Praktische Bedeutung .....	95
5.4.1 Werkstoffkundliche Bedeutung.....	95
5.4.2 Klinische Bedeutung.....	96
<b>6 Zusammenfassung .....</b>	<b>98</b>
<b>7 Summary.....</b>	<b>100</b>

<b>8 Literaturverzeichnis .....</b>	<b>102</b>
<b>9 Anhang.....</b>	<b>114</b>
9.1 SCHWICKERATH-Versuch.....	114
9.1.1 Einzelwerte des SCHWICKERATH-Versuchs .....	114
9.2 VOSS-Versuch.....	116
9.2.1 Einzelwerte des VOSS-Versuchs .....	116
9.3 Abschrecktest .....	118
9.3.1 Einzelwerte des Abschrecktests .....	118
9.4 Vergleiche der Prüfmethode untereinander .....	120
9.4.1 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Nichtedelmetalllegierungen .....	120
9.4.2 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Edelmetalllegierungen .....	120
9.4.3 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei allen Legierungen .....	121
9.4.4 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und Abschrecktest.....	121
9.4.5 Korrelation zwischen VOSS-Versuch und Abschrecktest.....	122
<b>Danksagung.....</b>	<b>123</b>
<b>Lebenslauf .....</b>	<b>124</b>
<b>Selbstständigkeitserklärung .....</b>	<b>125</b>



# 1 Einleitung

Seit jeher sind Zahnmedizin und Zahntechnik bemüht, sowohl ästhetisch ansprechenden als auch haltbaren Zahnersatz herzustellen. Wegweisend gilt heutzutage noch immer die Entwicklung der Vita-Metall-Keramik (VMK) aus den 60er Jahren durch die Firmen DEGUSSA aus Pforzheim und VITA Zahnfabrik aus Bad Säckingen [75, 135]. Es gelang ihnen, einen dauerhaften Verbund zwischen Metall und Keramik zu erzeugen, indem sie die Wärmeausdehnungskoeffizienten beider Werkstoffe aufeinander abstimmten [14, 68, 80].

Zunächst wurden Gold-Platin-Legierungen mit abgestimmten keramischen Massen verwendet. Im Laufe der Zeit drängten sowohl immer mehr goldreduzierte Legierungen als auch Nichtedelmetalle auf den Markt. Die Firma BEGO stellte 1968 die erste edelmetallfreie Legierung auf Nickelbasis vor (Wiron®) [155]. Es folgte 1999 eine der ersten edelmetallfreien Legierungen auf Kobalt-Chrom-Basis (Wirobond® LFC), die auf eine niedrig schmelzende Keramik abgestimmt war.

Während der Entwicklung neuer Legierungen und zum Vergleich bestehender Systeme sind In-vitro-Studien nötig, deren Ergebnisse auf die klinische Situation übertragen werden müssen. Neben dieser Übertragbarkeit schließt sich die Überlegung an, für welche Fragestellung die einzelnen Versuche herangezogen werden können; was genau demnach jede Versuchsanordnung aussagt.

Es ist zudem wünschenswert, möglichst wenige, aber aussagekräftige Prüfungen durchzuführen, deren Reproduzierbarkeit und Richtigkeit von besonderem Interesse sind. Um diese Problematik zu klären, sollen hier drei verbreitete Prüfverfahren miteinander verglichen werden. Eines davon ist der Drei-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH, der in der DIN EN ISO 9693 beschrieben ist [26]. Die anderen beiden untersuchten Verfahren sind der VOSS-Versuch und der Abschrecktest. Letzterer soll als ein von der Industrie entwickelter Test sehr praxisnahen Nutzen haben.

Durchgeführt wurden diese Versuche mit sieben verschiedenen Legierungen der Firma BEGO, die aktuell auf dem Dentalmarkt erhältlich sind. Alle Metalle weisen unterschiedliche Eigenschaften und Zusammensetzungen auf. Es wurden zwei

Vertreter der Nickel-Chrom-Legierungen, zwei Vertreter der Kobalt-Chrom-Legierungen, ein Vertreter der Palladiumlegierungen, ein Vertreter der goldreduzierten Legierungen und ein Vertreter der hochgoldhaltigen Legierungen ausgewählt.

Ziel dieser Arbeit ist es, zu untersuchen, inwieweit die Ergebnisse der verschiedenen Prüfmethode n miteinander korrelieren, sowie, die erhaltenen Ergebnisse kritisch zu diskutieren.

## 2 Schrifttum

### 2.1 Materialien

Zahnschmerzen und Zahnverlust begleiten den Menschen seit jeher. Auf Grund dessen war man stets bestrebt, funktionstüchtigen Zahnersatz zu konzipieren. Von ersten Versuchen wird berichtet, die die Ägypter unternahmen, indem sie Ersatzzähne mit Golddraht im Restgebiss verankerten. Auch die Etrusker stellten bereits 1000 – 400 v. Chr. ähnliche Überlegungen zu dem Thema an. Da sie große Fähigkeiten auf dem Gebiet der Goldschmiedekunst besaßen, gliederten sie die Ersatzzähne in eine Goldbandprothese ein [48].

Diese Ersatzzähne waren zumeist Stücke von Rinderknochen, Zähne von Pferden und Rindern oder aus Elfenbein von Walross und Nilpferd. Hochwertigere Prothesen enthielten menschliche Zähne. Allerdings war diese Art des Zahnersatzes unkomfortabel und unzuverlässig, so dass er zur Nahrungsaufnahme meist herausgenommen wurde. Durch diese missliche Lage bedienten sich unsere weiblichen Vorfahren meist des Tricks, ihre Lückengebisse geschickt hinter einem Fächer zu verstecken; die Herren vermieden in der Regel das Lachen. Gegessen wurde in abgeschirmten Räumen [15].

Die Bemühungen, Zähne nicht nur zu ersetzen, sondern ein möglichst stabiles, als auch ästhetisch zufrieden stellendes Ergebnis zu erreichen, gingen mit der Frage einher, welche Materialien am besten geeignet erschienen.

Erst Mitte des 18. Jahrhunderts wurde an der Verbesserung dieses Problems gearbeitet. PIERRE FAUCHARD berichtete 1733 über das Aufbrennen von einer ersten Form der Keramik auf Brückengerüste aus Gold und wird zum Codex der Zahnheilkunde seiner Zeit mit seinem Werk „Traktat von den Zähnen“ [84]. Diese Form der Verbindung erreichte jedoch noch nicht die geforderte Beständigkeit gegen Absplitterungen und Schlageinwirkungen. Der eigentliche Durchbruch gelang dem Apotheker DUCHÂTEAU in Zusammenarbeit mit dem Zahnarzt DE CHÉMANT 1783, denen es gelang, künstliche Zähne aus Porzellan herzustellen [115].

Auf Grund dieser Entwicklung entstanden Zahnfabriken, die in Serienproduktion dieser künstlichen Zähne aus Porzellan gingen. Es lassen sich erste Angaben über fabrikmäßig gefertigte Porzellanzähne 1838 in England, 1844 in Nordamerika finden. In Deutschland entstanden die Zahnfabriken deutlich später, nämlich zwischen 1893 und 1922 [75].

Um ästhetisch ansprechenden Zahnersatz zu fertigen, musste die Entwicklung einer Verbindung von Metall mit Keramik weiterentwickelt werden. Zwar gelang es mit zunehmendem Erfolg, Gerüste zu verblenden, jedoch scheiterten die damaligen Bemühungen an der thermischen Inkompatibilität beider Komponenten, was zu häufigen Abplatzungen der Keramik von der Metalloberfläche führte. Durch die Einführung des Vakuumbrennverfahrens gelang es GATZKA 1949, die in der zu brennenden keramischen Masse eingeschlossene Luft nahezu vollständig zu entfernen und damit das Porenvolumen von 5,0 auf 0,5 % zu senken [8].

Als weiterer Schritt auf diesem Gebiet zählte die Erkenntnis, die Wärmeausdehnungskoeffizienten von Legierung und Keramik aufeinander abzustimmen, so dass es bei der Abkühlung nicht mehr zum gefürchteten Abplatzen kam. WEINSTEIN gelang dies als Erstem, indem er eine Erhöhung des Kaliumoxidgehaltes vornahm und 1952 zum Patent anmeldete [41]. Durch diese Entdeckung wurden die Metall-Keramik-Systeme nun rasant weiterentwickelt. Als erstes marktfähiges System stellten die Firmen VITA Zahnfabrik und die DEGUSSA 1962 ihre Vita-Metall-Keramik (aktuell noch immer bekannt unter dem Schlagwort VMK-Technik) vor. Andere Firmen zogen schnellstmöglich nach, so dass heutzutage Zahnarzt und Zahntechniker eine breite Palette verschiedenster Legierungen und Keramiken zur Verfügung steht.

Die erfolgreiche Entwicklung der Dentalkeramik und ihrer Verarbeitungstechnologien über ein Jahrhundert hinweg und die Erfahrungen bei klinischem Einsatz sichern dieser Materialgruppe heute und auch in voraussehbarer Zukunft eine herausragende Bedeutung bei der Restauration zerstörter und verloren gegangener Zahnhartsubstanz [157]. Heutzutage sind die Metall-Keramik-Systeme in der Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Allerdings ist eine geeignete Kombination zwischen beiden Komponenten auszuwählen, um ein optimales Ergebnis zu erzielen. Daher sollten

sowohl Zahntechniker als auch Zahnarzt um die Werkstoffkunde möglichst genau Bescheid wissen.

## 2.1.1 Gerüstmaterialien

### 2.1.1.1 Metalle

Als Metalle werden chemische Elemente bezeichnet, die als Reinstoffe vorkommen und sich im Periodensystem der Elemente links und unterhalb einer Trennungslinie von Bor bis Polonium befinden. Metalle als Gerüstmaterialien können unterschieden werden nach ihrem Vorkommen: in Elementarform oder als Legierung (Abb. 1); des Weiteren findet eine Untergliederung in Edelmetall- und Nichtedelmetalllegierungen statt [134]. Zu den Edelmetallen gehören u. a. Gold, Palladium und Silber, zu den Nichtedelmetallen gehören u. a. Eisen, Nickel, Kobalt und Titan.

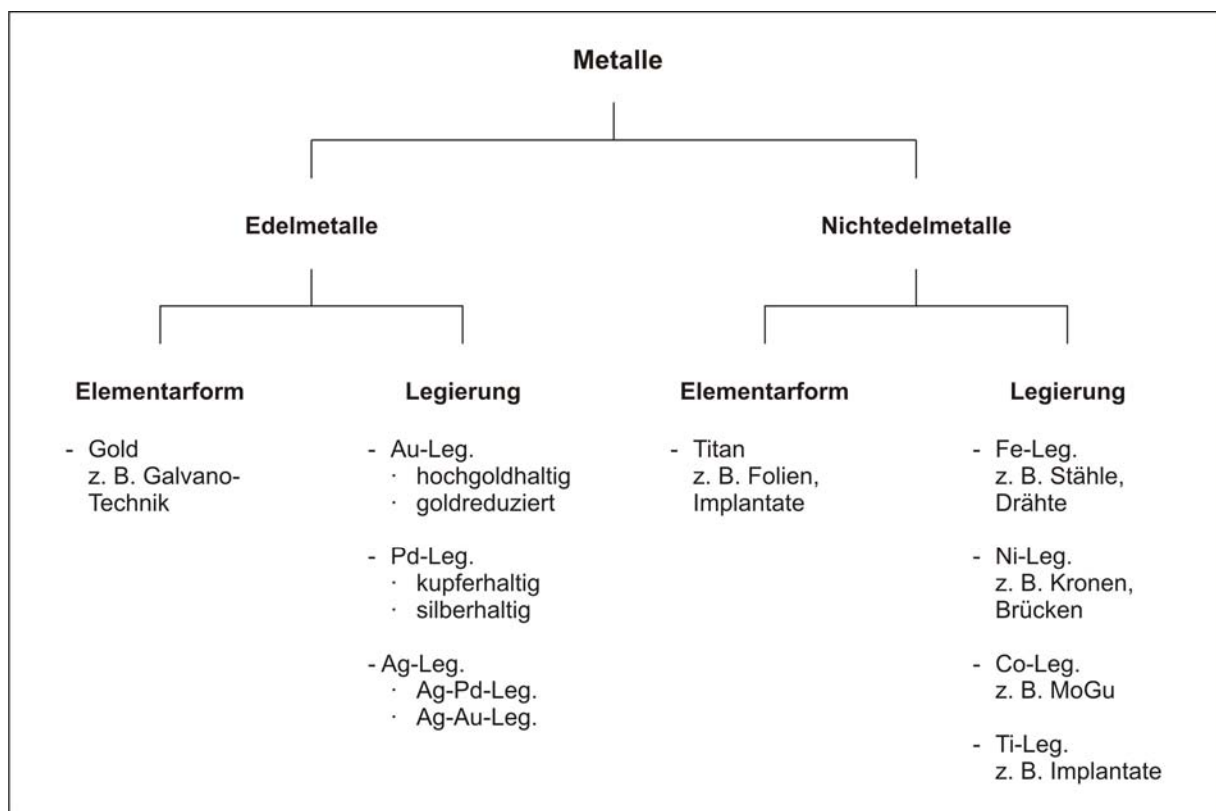


Abb. 1: Einteilung von Edelmetallen und Nichtedelmetallen

## 2.1.1.2 Keramiken

Unterschiedliche Keramiken finden Anwendung in der Zahnmedizin. Es handelt sich dabei um zahnärztliche Gläser, Glaskeramiken und Keramiken [56]. Die Keramik kommt in der Zahntechnik in unterschiedlichen Herstellungsvarianten vor. Neben der klassischen Dentalkeramik, die mit der Sinter-technologie verarbeitet werden, stehen des weiteren Gussverfahren, Presskeramiken, Verblendung von keramischen Gerüsten oder die Frästechnik zur Verfügung. Vereinfachend können zwei Gruppen keramischer Materialien unterschieden werden (Abb. 2):

- Keramiken, die ohne weitere Verblendung oder nach Verblendung mit einem werkstoffkundlich vergleichbaren Material zumeist adhäsiv befestigt werden (Glaskeramiken);
- Keramiken mit hoher Festigkeit, die als Gerüstwerkstoffe dienen und mit an den Wärmeausdehnungskoeffizienten angepassten Keramiken verblendet werden (Hartkernkeramiken) [83].

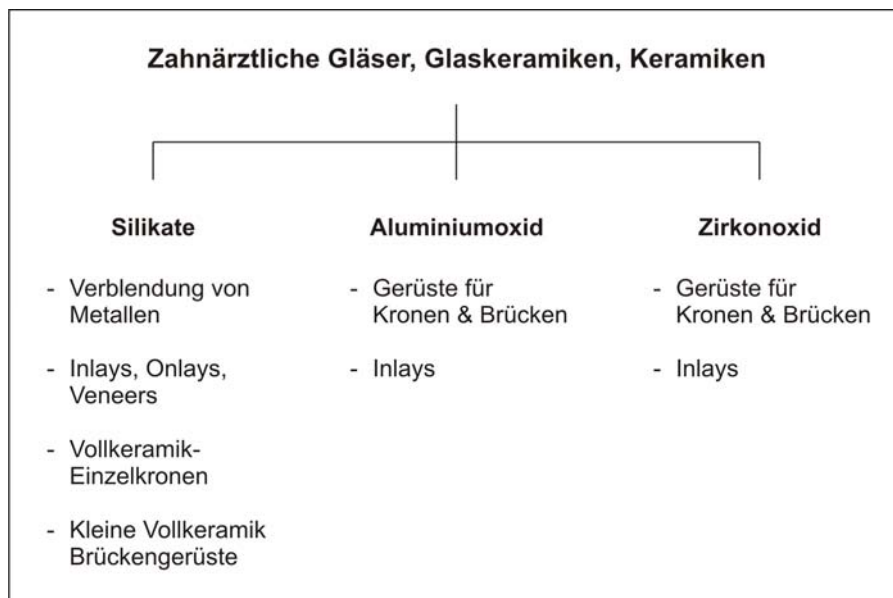


Abb. 2: Einteilung von Keramiken

Nachstehend ein Vergleich der Eigenschaften von Metall und Keramik (Tabelle 1):

<b>Materialeigenschaft</b>	<b>Metall</b>	<b>Keramik</b>
Härte	–	+ +
E-Modul	+	+ +
Hochtemperaturfestigkeit	–	+
Thermische Ausdehnung	+	–
Duktilität	+	–
Löslichkeit/Korrosionsbeständigkeit	–	+
Verschleißbeständigkeit	–	+
Elektrische Leitfähigkeit	+	o
Dichte	+	–
Wärmeleitfähigkeit	+	o

**Tabelle 1: Vergleich der Eigenschaften von Metall und Keramik**  
 („+“: günstig; „o“: neutral; „–“: ungünstig)

## 2.1.2 Verblendungen

### 2.1.2.1 Kunststoffe

Moderne Verblendkunststoffe setzen sich grundsätzlich aus einer organischen und einer anorganischen Phase zusammen, welche über multifunktionelle Haftvermittler miteinander verbunden sind. Es handelt sich um vorwiegend vernetzte Kunststoffe, denen zur Verbesserung der Abriebfestigkeit Füllstoffe beigemischt werden. Durch die Entwicklung hin zu einem hohen Füllstoffgehalt sollen nachteilige, matrixbedingte Eigenschaften, wie Polymerisationsschrumpfung, Quellung durch Wasseraufnahme und hoher Wärmeausdehnungskoeffizient minimiert, sowie die mechanischen Eigenschaften der Komposite optimiert werden. Zudem gehen die Bemühungen dahin, die Farbstabilität zu verbessern [19, 33].

Bei den derzeit am Markt erhältlichen Komposit-Materialien beträgt der Anteil an Füllstoffen durchschnittlich 70 – 80 Gew.%. Die verwendeten Füllstoffpartikel entstehen durch Zerkleinern und Mahlen von kristallinem Siliziumdioxid (Quarz),

unterschiedlichen Gläsern (Barium, Strontium) und Silikaten (z. B. Aluminium, Barium-Aluminium-Bor, Lithium-Aluminium, Zirkonium), welche durch nass-chemisches Ausfällen aus einem Sol oder durch Pyrolyse gewonnen werden [34]. Das Zusammenwirken von mechanischen, chemischen und intermolekularen Kräften ermöglicht überhaupt erst einen Verbund von Metall und Kunststoff. Dabei ist die Abstimmung der entsprechenden Partner aufeinander entscheidend [105].

### 2.1.2.2 Keramiken

Keramische Massen sind anorganische nichtmetallische Massen, die zur Verblendung von Metallgerüsten geeignet sind. Unterschieden werden können sie je nach Indikation. Die Hauptbestandteile keramischer Massen sind Feldspat, Kaolin, Metalloxide und Quarz. Zudem werden ihnen Flussmittel und Farbstoffe zugesetzt. Die Entwicklung musste das Problem lösen, dass so gestaltete Verblendungen häufig nicht den Kau- und Scherbelastungen in der Mundhöhle standhielten, und es zu Abplatzungen und großem Reparaturbedarf kam. Der Durchbruch wurde erzielt, indem die Wärmeausdehnungskoeffizienten von Legierung und Keramik besser aufeinander abgestimmt wurden. Per definitionem heißt es:

„Der Ausdehnungskoeffizient oder Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) ist ein Kennwert, der das Verhalten eines Stoffes bezüglich Veränderungen seiner Abmessungen bei Temperaturveränderungen beschreibt. Der hierfür verantwortliche Effekt ist die Wärmeausdehnung. Da die Wärmeausdehnung bei vielen Stoffen nicht gleichmäßig über alle Temperaturbereiche erfolgt, ist auch der Wärmeausdehnungskoeffizient selbst temperaturabhängig und wird deshalb für eine Bezugstemperatur oder einen Temperaturbereich angegeben.

Es wird zwischen dem thermischen Längenausdehnungskoeffizienten  $\alpha$  (auch linearer Wärmeausdehnungskoeffizient oder Wärmedehnung) und dem thermischen Raumausdehnungskoeffizienten  $\gamma$  (auch räumlicher Ausdehnungskoeffizient, Volumenausdehnungskoeffizient oder kubischer Ausdehnungskoeffizient) unterschieden. Die Einheit, in der der Wärmeausdehnungskoeffizient angegeben wird, ist  $K^{-1}$ “ [94].



Es stehen dem Anwender multiple Arten der Keramik für die jeweilige Indikation zur Auswahl: konventionelle Verblendkeramik, LFC-Keramik (low fusing ceramic) für Legierungen mit erniedrigtem Schmelzpunkt [59, 130]. Des Weiteren existieren besondere Keramiken für Titan als Gerüstmaterial, ebenso für Aluminium- und Zirkoniumgerüste (Tabelle 2).

Keramiktyp	Ungefähre lineare Wärmeausdehnungskoeffizienten der zu verblendenden Gerüstmaterialien
Konventionell	14 [ $10^{-6} \cdot K^{-1}$ ]
LFC (low fusing ceramic)	16 [ $10^{-6} \cdot K^{-1}$ ]
für Titan	10 [ $10^{-6} \cdot K^{-1}$ ]
für Zirkoniumdioxid	9 [ $10^{-6} \cdot K^{-1}$ ]
für Aluminiumoxid	7 [ $10^{-6} \cdot K^{-1}$ ]

**Tabelle 2: Gegenüberstellung der verschiedenen WAK-Werte für unterschiedliche Keramikarten**

## 2.2 Verbund

An dieser Stelle muss zunächst betrachtet werden, wie der Verbund zu definieren ist. Handelt es sich doch im Grunde genommen um zwei völlig verschiedene Werkstoffe, die miteinander verbunden werden sollen. Dabei fällt auf, dass es schwierig ist, den Begriff „Verbund“ überhaupt isoliert zu definieren. Im BROCKHAUS [9] findet man dazu lediglich eine Definition zu „Verbundwerkstoffe“. Dort heißt es: „Verbundwerkstoffe sind Werkstoffe aus verschiedenartigen, miteinander fest verbundenen Materialien, bei denen die wesentlichen Eigenschaften der Komponenten vorteilhaft kombiniert sind“. Es empfiehlt sich also, im Folgenden über Metall-Keramik-Systeme bzw. Metall-Keramik-Verbindungen zu sprechen.

Entscheidend für die Haltbarkeit des Zahnersatzes ist der Metall-Keramik-Verbund [44]. Ein homogener Verbund verbessert nicht nur die Festigkeit der Gerüstkonstruktion, sondern reduziert auch die Bruchanfälligkeit der Verblendkeramik [140].

Voraussetzung für den Verbund sind verschiedene Parameter, die zu erfüllen sind:

1. Die Reinigung der Metalloberfläche: Während der Bearbeitung des Metallgerüsts kann es zu diversen Verunreinigungen der Gerüstoberfläche kommen. Diese beeinflussen, falls sie nicht entfernt werden, den Haftverbund negativ. Daher muss die Oberfläche vollständig gereinigt und entfettet sein. Dampfstrahlen eignet sich zwar gut zum Säubern der Oberfläche, ist jedoch laut Untersuchungen von GRAHAM mit Vorsicht zu behandeln, da sich nicht sachgemäßes Dampfstrahlen negativ auf die Festigkeit innerhalb der Verblendung auswirkt [47].
2. Das Aufrauen der Metalloberfläche: Ziel dieser Maßnahme ist die Schaffung eines mikroretentiven Oberflächenreliefs. Durch die mechanische Konditionierung erfolgt zusätzlich eine Vergrößerung der Gerüstoberfläche.
3. Die chemische Modifizierung der Metalloberfläche: Hierbei erfolgt ein chemischer Umbau der Metalloberfläche. Die chemische Gerüstkonditionierung erfolgt in Abhängigkeit zum verwendeten Legierungstyp und zum angewandten Verbundsystem [92].

## **2.3 Verbund der Keramik mit dem Metallgerüst**

Das Zusammenwirken von mechanischen, chemischen und intermolekularen Kräften und deren Abstimmung aufeinander ist entscheidend [7]. Hohe Verbundfestigkeit ist für den dauerhaften Bestand einer Restauration von enormer Bedeutung. Daher ist eine gute Kompatibilität zwischen Metall und Keramik unerlässlich [35, 102].

Die metallkeramische Haftung kann bei NEM-Legierungen im Vergleich mit den EM-Legierungen als gleichwertig, wenn nicht sogar höher bezeichnet werden [62].

### **2.3.1 Mechanische Retention**

Anfangs versuchte man, eine Verzahnung der Materialien allein durch mechanische Retention zu erlangen. Die Werkstücke wurden so gestaltet, dass sie Unterschnitte

aufwiesen; Haftperlen, -drähte, -netze oder -gitter wurden modelliert. Zwar ermöglichen makro- und mikromechanische Retentionen am Brückengerüst die mechanische Verzahnung, jedoch erwies sich diese Form der Retentionsgewinnung als alleinige Retention für den Praxisalltag als unzureichend.

Das Metall bietet zunächst seine Grundfläche, bedingt durch die Größe des Werkstücks, als mechanische Retentionsfläche. Man hat die Möglichkeit, sowohl Makro-, als auch Mikroretentionen zu erzeugen. Makroretentionen, wie z. B. das Aufbringen von Retentionsperlen oder Gittern ist aufgrund der ungenügenden Benetzbarkeit nicht empfehlenswert. Mikroretentionen hingegen sind unverzichtbar. Durch Bearbeitung der Metalloberfläche mit rotierenden Instrumenten oder Strahlgeräten kommt es demnach zu einer Vergrößerung der Oberfläche [53, 57].

Durch diese Oberflächenvergrößerung erhält die Keramik eine größere Anzahl an Ankerpunkten, die durch den Brennvorgang umschlossen werden können. Folglich erhöht sich die Haftfestigkeit [1].

### **2.3.2 Kontraktionsvorgänge beim Brennen bzw. Abkühlen**

Legierung und Keramik weisen unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten auf. Die Koeffizienten dürfen sich nicht stark voneinander unterscheiden. Sie sollen vielmehr dahingehend differieren, dass der Wärmeausdehnungskoeffizient der Keramik geringfügig kleiner ist als der des Metalls [118]. Dadurch sollen Zugspannungen der Keramik vermieden werden, die beim Abkühlen nach dem Brennvorgang zustande kommen und eine schlechtere Qualität des Werkstückes bedeuten. Im Zuge des Abkühlprozesses nach dem Brennen kommt es also zu einer Aufschumpfung der Keramik auf das Metallgerüst und zu einer Ausbildung einer Druckspannung. Diese ist dadurch bedingt, dass die beiden Materialien eine geringgradig unterschiedliche Kontraktion aufweisen. Die Keramik gerät beim Abkühlen unter Druckspannung, das Metall unter Zugspannung. Diese Tatsache ist durchaus sinnvoll, da man sich so den Effekt zunutze macht, dass die Druckfestigkeit bei keramischen Massen, verglichen mit der Legierung, am größten ist. Eine Druckspannung wirkt sich demnach positiv auf den Verbund aus, eine Zugspannung hingegen erzeugt Risse und Sprünge [7].

Wenn allerdings die Wärmeausdehnungskoeffizienten von Metall und Keramik aufeinander abgestimmt sind, können diese Restspannungen für den Metall-Keramik-Verbund von Vorteil sein [122, 159]. TAUBER empfiehlt eine WAK-Differenz von  $1 \mu\text{m/K}$ , das entspricht bei klassischen Feldspatkeramiken ca. 5 – 10 % Unterschied [141]. Auch LEI beschreibt die optimale WAK-Differenz mit ungefähr  $0,7 \mu\text{m/K}$  [78].

Des Weiteren muss die Warmfestigkeit der Legierung beachtet werden, damit beim Brennen der Keramik keine Verzüge am Gerüst entstehen. Brenntemperaturen sollen möglichst weit, jedoch mindestens  $150 \text{ }^\circ\text{C}$  vom Soliduspunkt der Legierung entfernt liegen [131]. Dieses ist bei Nichtedelmetalllegierungen der Fall [77].

Die Abkühlgeschwindigkeit, geometrisch ungünstige Formen, eine zu dicke Oxidationsschicht und die Anzahl der Brände haben ebenfalls einen Einfluss auf den Wärmeausdehnungskoeffizienten [13, 28, 51, 79, 126] und das so erzeugte Werkstück [39].

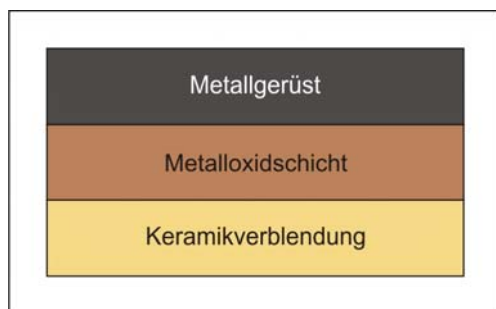
### **2.3.3 Chemische Bindung durch Haftoxide**

Zu den chemischen Bindungen werden die Ionen-, die Metall-, die polare sowie die kovalente Bindung gezählt. Eine chemische Reaktion zwischen Metall und Keramik allein ist ohne eine zusätzliche Oberflächenkonditionierung, z. B. durch Abstrahlen, nicht möglich. Metalle besitzen keine reaktiven Gruppen, die für die Ausbildung chemischer Bindungen von Nöten sind. Nach dem Abstrahlvorgang kommt es unter normalen Raumbedingungen zu einer spontanen Oxidation der unedlen Legierungsbestandteile auf der Legierungsoberfläche.

Die chemische Bindung kommt durch die Schichten Metall-Metalloxidschicht und Metalloxidschicht-Keramik zustande (Abb. 3) [52]. Bei den Nichtedelmetallen bestehen die Oxidschichten hauptsächlich aus Chromoxiden der Passivierungsschicht. Die Haftoxide sind bei Nichtedelmetalllegierungen demnach bereits enthalten. Bei den Edelmetalllegierungen hingegen werden unedle Bestandteile zulegiert, die als Oxidbildner fungieren. Es handelt sich um Indium-, Zinn-, Eisen-,

Gallium-, Zink-, und/oder Manganoxide, die durch Diffusion in Richtung Oberfläche angereichert werden und dort als Oxidbildner fungieren [82].

Die Haftoxidschicht muss ausreichend stark sein. Ist sie zu dick oder zu dünn, wirkt sich das negativ auf die Qualität des Verbunds aus [108, 132]. JOHNSON beschreibt in eigenen Versuchen Oxidschichten von 1 – 2 nm [57]. Die Ausprägung der Oxidschicht ist abhängig von der Temperatur und der Dauer beim Vorglühen (Oxidationsbrand) im Herstellungsprozess [125].



**Abb. 3: Schematische Darstellung der Verbundschichten eines mit Keramik verblendeten Metallgerüsts**

### 2.3.4 Zwischenmolekulare Anziehungskräfte

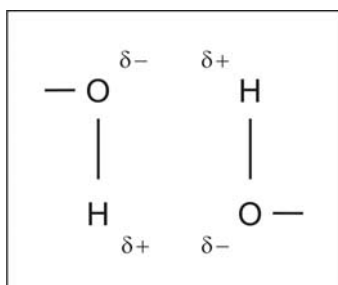
Hiermit ist die spezifische Adhäsion gemeint. Mit dem Begriff Adhäsion bezeichnet man Kräfte, die an Kontaktflächen zweier Stoffe auftreten und als Gesamtheit aller chemischen und physikalischen Bindekräfte gemeint sind. Im Bereich der Grenzschichten entstehen Wechselwirkungen.

Der Wirkradius dieser zwischenmolekularen Kräfte ist allerdings zu gering, um letztendlich für den Verbund ausreichend zu sein. Aus diesem Grund ist eine Penetration der Keramik in die aufgeraute Metalloberfläche notwendig. Voraussetzung hierfür ist eine ausreichend hohe Benetzbarkeit der Metalloberfläche.

Bei zwischenmolekularen Anziehungskräften handelt es sich um van-der-Waals-Kräfte. Dabei spielen die Dipol-Wechselwirkungen und die Wasserstoffbrückenbindung eine entscheidende Rolle. Zum Verbund tragen sie lediglich einen kleinen

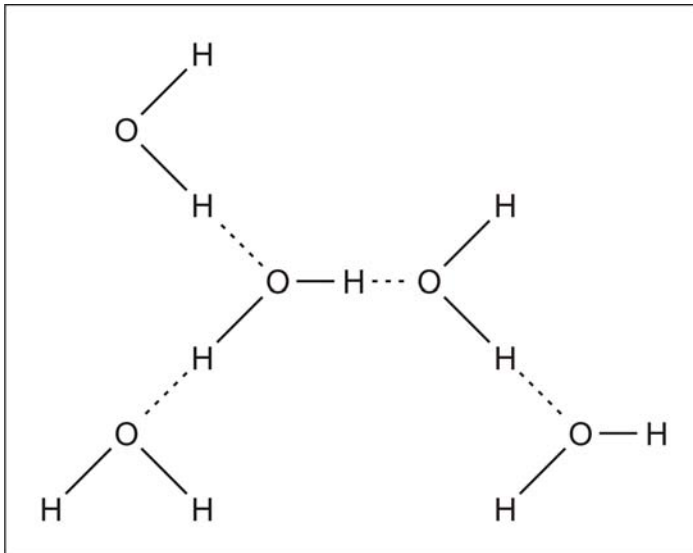
Teil bei; sie sind allerdings unverzichtbar für die Benetzbarkeit, also wichtig für die Verarbeitung der Keramik [142].

Durch die Dipol-Wechselwirkungen wird die Oberflächenspannung der einzelnen Stoffe bestimmt, was für die Benetzbarkeit eine große Rolle spielt. Ein Tropfen Keramik verteilt sich normalerweise nicht ohne weiteres auf einer Metalloberfläche. Moleküle, bei denen die Ladungsschwerpunkte nicht zusammenfallen, werden Dipole genannt. Dipole entstehen, wenn die Differenz der Elektronegativitäten von zwei Atomen in einer Verbindung größer ist als 1,7. Ist beispielsweise in einem Molekül mit funktionellen Gruppen ein Partner vorhanden, der eine höhere Elektronegativität besitzt als der andere, so ist die Aufenthaltswahrscheinlichkeit der Elektronen bei diesem Partner zu suchen. Zur Kenntlichmachung wird der eine Partner als Delta minus ( $\delta^-$ ), der andere als Delta plus ( $\delta^+$ ) bezeichnet (Abb. 4). Nähern sich zwei Dipole einander an, kommt es zu einer Wechselwirkung zwischen den korrespondierenden Dipolpartnern. Es resultiert eine Anziehung [52].



**Abb. 4: Schematische Darstellung einer Dipol-Wechselwirkung**

Bei der Wasserstoff-Brückenbindung wechselwirken die Dipole der unterschiedlichen Moleküle miteinander. Ein positiv polarisiertes Wasserstoff-Atom nähert sich einem freien Elektronenpaar des Sauerstoffs seines Nachbarmoleküls an. Durch das Vorhandensein unterschiedlicher Elektronegativitäten kommt es zu einer Anziehung (Abb. 5). Die Wasserstoffbrückenbindung besitzt im Vergleich zur Ionenbindung allerdings lediglich 5 – 10 % der Stärke einer solchen [160].



**Abb. 5: Schematische Darstellung einer Wasserstoffbrückenbindung**

EICHNER [32] gibt folgende Gewichtung der einzelnen Parameter an:

- Chemische Bindung 50 %
- Mechanische Retentionskräfte 22 %
- Kontraktionskräfte 26 %
- Van-der-Waals Kräfte 2 %

## 2.4 Prüfverfahren

Betrachtet man die Intention von Werkstoffprüfungen, so lässt sich festhalten, dass der Nutzen in wenigen klaren Punkten beschrieben werden kann. Prüfungen sollen aussagekräftig, zweckdienlich und gut reproduzierbar sein [156]. Sie sollen dem Anwender Aussagen über die zu erwartende Qualität von Materialien ermöglichen oder ob ein Werkstoff den Anforderungen im klinischen Einsatz entspricht. Dieses lässt sich zunächst mit Hilfe von In-vitro-Tests und dentalen Normen untersuchen.

Man kann eine Unterteilung in verschiedene Untergruppen vornehmen:

- Mechanisch-technologische Prüfverfahren (z. B. Härteprüfung)
- Bruchmechanische Prüfverfahren (z. B. Überprüfung des Materialwiderstandes)

- Physikalische Prüfverfahren (Ermittlung von physikalischen Eigenschaften, z. B. Dichte, Schmelzpunkt)
- Chemische Prüfverfahren (qualitative und quantitative Analyse)
- Zerstörungsfreie Werkstoffprüfungen (z. B. Röntgenanalyse, Spektralanalyse)
- Komplexe Prüfverfahren (mehrere Parameter nehmen Einfluss)

## 2.5 Dentale Normen

Eine Norm besitzt laut Definition der Europäischen Kommission verschiedene Hauptmerkmale [93]. Sie ist das Ergebnis der Zusammenarbeit von interessierten Kreisen und wird stetig weiterentwickelt. Sie wird definiert:

- Als eine Regel, die von einer qualifizierten oder anerkannten Normenorganisation gebilligt wurde.
- Als Dokument, das der Öffentlichkeit zugänglich ist.
- Als ein auf die Zustimmung aller betroffenen Kreise fußendes Verfahren zum Nutzen der Allgemeinheit.
- Als eine Bestimmung zur wiederholten oder ständigen Anwendung.
- Als ungezwungene Anwendung für eine bestimmte Fragestellung [137].

In der Zahnheilkunde haben verschiedene Arten von Normen, unterschieden nach ihrem Inhalt, eine wesentliche Bedeutung:

- Produktnormen: Enthalten die Anforderungen, denen ein Erzeugnis, eine Gruppe von Erzeugnissen oder ein Werkstoff genügen muss, um dem beschriebenen Normgegenstand zu entsprechen; Produktnormen, die gemeinsame Merkmale einer Vielzahl von verschiedenen Erzeugnissen haben, werden oft auch als semi-horizontale bzw. horizontale Normen bezeichnet.
- Prüfnormen: Legen Prüfverfahren (z. B. Probenahme, Probekörperherstellung, Testdurchführung, statistische Methoden usw.) fest, mit denen festgestellt werden kann, ob ein Erzeugnis oder ein Werkstoff den von ihm geforderten Merkmalen entspricht.



- Terminologienormen: Bestimmen ausschließlich Begriffe und schließen gelegentlich graphische Symbole, Bildzeichen, Farb- und Zeichencodes mit ein.
- Sicherheitsnormen: Enthalten Vorschriften zur Gewährleistung der Sicherheit von Personen, Tieren und Sachen.

Im Dentalbereich zu findende Normen stellen eine Kombination aus Produkt- und Prüfnorm dar und können daher als Qualitätsnorm bezeichnet werden. Die Güte der Werkstoffe bzw. dentalen Erzeugnisse wird im Hinblick auf Anwendungserfordernisse festgelegt [137].

## 2.6 Werkstoffprüfungen

Die Materialprüfungen können je nach untersuchter Komponente eingeteilt werden in mechanische, thermische oder chemische Versuchsanordnungen (Tabelle 3). Zudem kommen noch die In-vitro-Untersuchungen. Es bestehen auch Kombinationsmöglichkeiten der Komponenten (Tabelle 4) [89].

Mechanisch	Thermisch	Chemisch
Bruchlastversuche Prüfmethode nach VOSS	Konstante Temperaturlagerung	Lagerung in Korrosionslösung
Biegeversuche Biegetest nach SCHWICKERATH	Thermocycling	Lagerung in Essigsäure
Scherversuche Zugscherversuch nach SHELL- NIELSEN Schertest von SCHMITZ- SCHULMEYER	Abschrecktest	Lagerung in künstlichem Speichel
Zugversuche Abreißtest von HATTEMER/KÜBEL Zugversuch nach PÜCHNER		Lagerung in destilliertem Wasser
Torsionsversuche Torsionsversuch nach LENZ		

**Tabelle 3: Gegenüberstellung verschiedener Werkstoffprüfverfahren**

<b>Kombinationsmöglichkeiten</b>
Lagerung in Korrosionslösungen & SCHWICKERATH-Test (1985) [123]
Trockenlagerung vs. Temperaturlastwechsel & SCHMITZ-SCHULMEYER-Test (1996) [50]
Trockenlagerung vs. Temperaturlastwechsel & Bruchlasttest nach VOSS (1997) [158]
Thermocycling & Biegetest an Brücken (2002) [11]
Thermocycling & Bruchlasttest (2002) [144]
Trockenlagerung/Temperaturlastwechsel/Korr.lösg. & SCHWICKERATH-Test (2003) [21]
Abschrecktest & Bruchlasttest nach VOSS (2004) [73]
Temperaturlastwechsel & SCHWICKERATH-Test (2005) [49]
Thermocycling & Bruchlasttest (2005) [128]
Trockenlagerung vs. 30 Tage Korrosionslösung & SCHWICKERATH-Test (2005) [145]
Abschrecktest und SCHWICKERATH-Test (2006) [111]

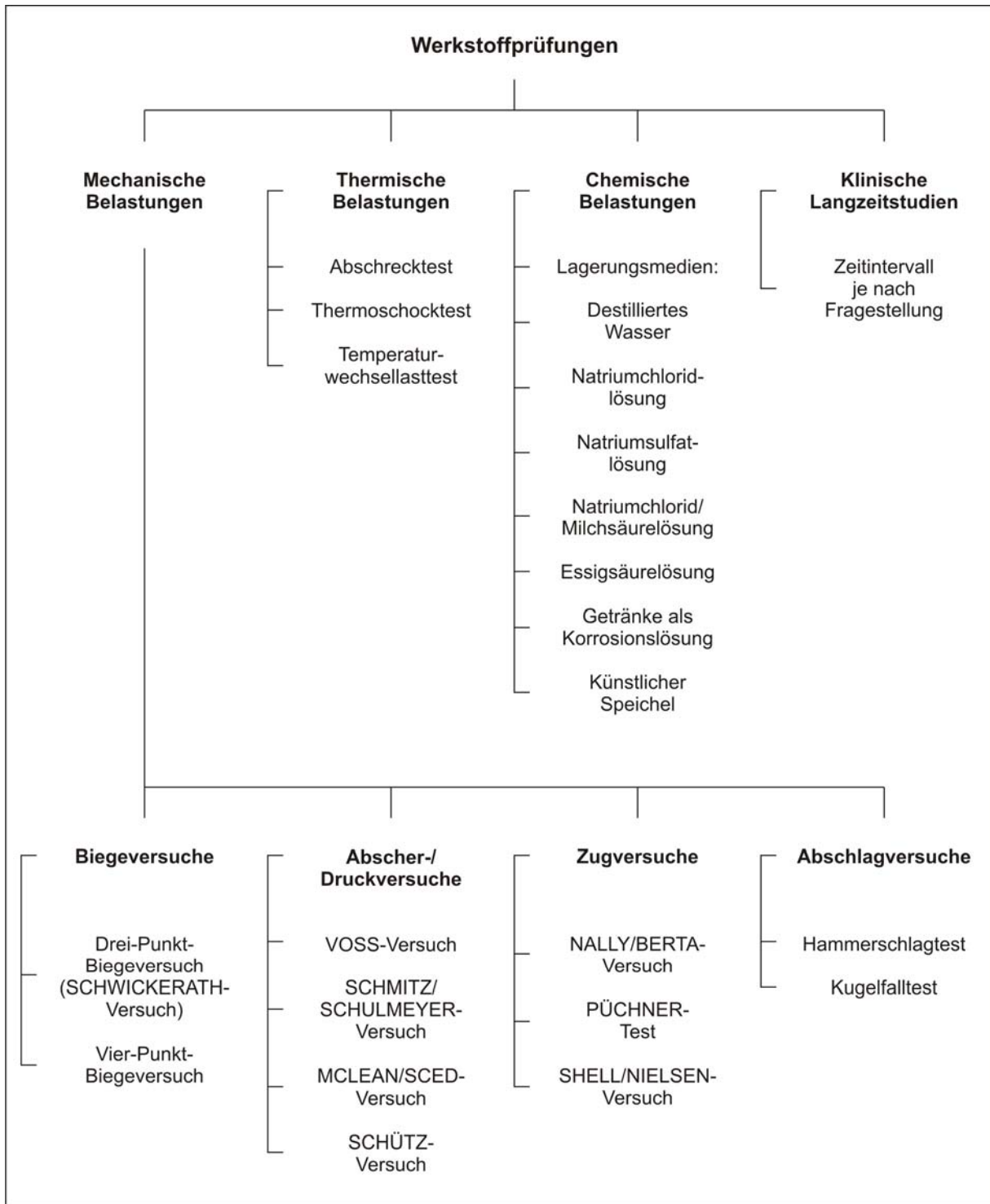
**Tabelle 4: Kombinationsmöglichkeiten von Werkstoffprüfungen**

Die Variation und/oder Kombination der einzelnen Prüfungen ist breit gestreut. Auch international gibt es viele verschiedene Testungen, die unseren Versuchsanordnungen ähneln, aber aufgrund teilweise unterschiedlicher Parameter einen direkten Vergleich nur bedingt zulassen. Der einzige Versuch, der aufgrund seiner Festschreibung in der DIN diesem Vergleich standhält, ist der SCHWICKERATH-Versuch, der beispielsweise in den USA gerne praktiziert wird [116].

Generell lassen sich Prüfungen in mehrere Untergruppen unterteilen:

- Biegeversuche
- Abscher-/Druckversuche
- Zugversuche
- Abschlagversuche
- Thermische Belastungen
- Chemische Belastungen
- Klinische Langzeitstudien

Auch lassen sich nicht alle Prüfungen streng einer einzigen untersuchten Komponente zuordnen. Vielmehr spielen Kombinationen mehrerer Komponenten in das Ergebnis mit ein, z. B. Druckscherversuche, Biegedruckversuche oder Zugscherversuche. Nachstehend eine Einteilung von Werkstoffprüfverfahren unter Berücksichtigung ihrer Hauptversuchsanordnung (Abb. 6).



**Abb. 6: Flussdiagramm verschiedener Werkstoffprüfungen**

## 2.6.1 Biegeversuche

### 2.6.1.1 SCHWICKERATH-Versuch

Die vermutlich bekannteste Prüfung der Verbundfestigkeit von Metall und Keramik ist die so genannte Drei-Punkt-Biegeprüfung nach SCHWICKERATH [81]. Mittels klar definierter Prüfkörpergeometrie können verschiedene Werkstoffe miteinander verglichen werden. Die Testung erfolgt in axialer Belastung, d. h. dass der Kraftangriff in einem Winkel von 90° erfolgt. Beim SCHWICKERATH-Versuch wird der Prüfkörper auf Druck belastet, die Verbundzone befindet sich allerdings in der Zugzone. Der große Vorteil dieser Prüfung ist die Material sparende und vergleichsweise einfache Herstellung der Prüfkörper, sowie die schnelle und gut reproduzierbare Versuchsdurchführung [27, 114, 117, 119, 121].

Dank dieser Eigenschaften wurde der SCHWICKERATH-Versuch in die DIN zunächst als Entwurf 13927 für metallkeramische Systeme aufgenommen, später als DIN EN ISO 9693 für dentale restaurative Metallkeramiksysteme weiterentwickelt [22, 26].

Als Grenze, wann ein Material für die Anwendung im dentalen Bereich als geeignet einzustufen ist, kann die Mindestspannung genommen werden, die zum Rissbeginn führt. Sie sollte mindestens 25 MPa betragen. Aktuellen Arbeiten zufolge erreichen moderne Materialkombinationen deutlich höhere Werte (Tabelle 5).

<b>Material A</b>	32,8 – 45,5 MPa	DERFERT [21]
<b>Material B</b>	35,7 – 43,6 MPa	
<b>Material C</b>	38,2 – 48,6 MPa	
<b>Material D</b>	40,3 – 49,4 MPa	
<b>Material E</b>	34,9 – 37,4 MPa	MIETKO [89]
	48,8 – 53,2 MPa	ROSE [104]

**Tabelle 5: Ergebnisse des SCHWICKERATH-Versuchs anderer Untersucher**

MARX allerdings sieht eine große Abhängigkeit der ermittelten Haftfestigkeitswerte von der Biegefestigkeit der Verblendmaterialien. Nach seiner Auffassung hängen die

Werte sehr stark von Elastizitätsmodul und Härte der verwendeten Verblendmaterialien ab. Er empfiehlt dementsprechend gleiche oder ähnliche Verblendmaterialien zu verwenden, um durch Gleichhaltung dieser Komponente eine zutreffende Aussage über die andere verwendete Komponente treffen zu können [65, 85].

Mit dem SCHWICKERATH-Versuch lassen sich Ergebnisse über den Verbund zwischen Opaquer und Metall gewinnen.

### **2.6.1.2 Vier-Punkt-Biegeversuch**

Beim Vier-Punkt-Biegeversuch wird die Prüfprobe z. B. auf zwei Auflagen positioniert und in der Mitte mittels Prüfstempel mit zwei Druckpunkten belastet. Es existiert ebenfalls die Anordnung, dass die Probe auf drei Auflagen positioniert wird und ein Stempel mit nur einem Druckpunkt einwirkt. Diese Prüfung wird zur Bestimmung der nominellen Biegefestigkeit von monolithischen keramischen Hochleistungswerkstoffen und keramischen Verbundwerkstoffen benutzt. Zerstörung der Probe gibt das Versuchsergebnis an und geht bei keramischen Werkstoffen von herstellungs- oder bearbeitungsbedingten Fehlern wie Poren oder Rissen aus [42, 43]. Die Festigkeit eines Werkstoffes wird durch Größe und Verteilung dieser Fehler bestimmt und kann durch eine statistische Auswertung nach WEIBULL beschrieben werden [10]. Der WEIBULL-Modul wird u. a. mit Hilfe des biaxialen Biegetests gemäß DIN EN 843-5 bestimmt [24].

## **2.6.2 Abscher-/Druckversuche**

### **2.6.2.1 VOSS-Versuch**

Bei dieser Versuchsanordnung handelt es sich um eine Druckprüfung. Durch Druck auf die Inzisalkante einer voll verblendeten Krone soll die Festigkeit der Keramikverblendung geprüft werden. Hierbei erfolgt der Kraftangriff in einem Winkel von  $45^\circ$  zur Kronenachse. In Abhängigkeit von Druckrichtung und Angriffspunkt der Kraft können die Versuchsergebnisse einer breiten Streuung unterworfen sein. Des

Weiteren muss aufgrund der nur bedingt einheitlich gestalteten Kronen eine zusätzliche Streuung der Messwerte berücksichtigt werden [149, 150].

Der VOSS-Versuch ist vorteilhaft, da er eine Situation darstellt, wie sie in der Mundhöhle etwa beim Abbeißen eines Stückes Brot physiologischerweise vorkommt [17]. Nachteilig hingegen können die Herstellung der Prüfkörper, verbunden mit einer möglicherweise hohen Fehlerquote und der Versuchsaufbau an sich gesehen werden.

Als normativer Wert galten 1150 N, der mit dem Verbundsystem DEGUDENT U/VITA VMK 68 erreicht wurde und lange Zeit für ein ausgezeichnetes und langjähriges System stand. Anderen Untersuchern zufolge kann das Ergebnis des VOSS-Versuchs sowohl unterhalb, als auch oberhalb dieser Marke liegen (Tabelle 6).

<b>Material A</b>	Mittelwert 1150 N	KAPPERT [63]
<b>Material B</b>	Mittelwert 1317 N	KU [76]
<b>Material C</b>	1400 – 2836 N	MIETKO [89]
<b>Material D</b>	483 – 713 N	STAPPERT [128]

**Tabelle 6: Ergebnisse des VOSS-Versuchs anderer Untersucher**

Mit dem VOSS-Versuch wird folglich das metallkeramische System in seiner Gesamtheit untersucht.

### **2.6.2.2 SCHMITZ/SCHULMEYER-Versuch**

Die Prüfkörper für den SCHMITZ/SCHULMEYER-Versuch besitzen die Form eines quadratischen Würfels mit einer Kantenlänge von 6 mm, die auf einer Würfelfläche zur Hälfte mit keramischer Verblendmasse beschichtet werden. Die Keramikschicht besitzt dabei eine Dicke von 3 mm, eine Länge von ebenfalls 3 mm und eine Breite von 6 mm. Die Prüfkörper werden in einem speziellen Scherwerkzeug positioniert. Der Druckstempel ist in einem Winkel von 45° angeschrägt und belastet den Keramikanteil bis zum Bruch. Der Laststempel wird nahe der Verbundzone seitens der Keramik positioniert und die keramische Verblendmasse durch den Laststempel

mit einem Vorschub von 1,0 mm/min bis zum vollständigen Abscheren der Grundmasse belastet [109, 115].

### **2.6.2.3 MCLEAN/SCED-Versuch**

Hierbei handelt es sich ebenfalls um einen Schertest ähnlich dem SCHMITZ/SCHULMEYER-Versuch. Allerdings ist die Bezugsebene keine ebene, sondern eine konische Fläche. Durch die sehr spezielle Versuchsanordnung wird er allerdings nur bei bestimmten Fragestellungen praktiziert [88].

### **2.6.2.4 SCHÜTZ-Versuch**

Ein Metallplättchen wird an seinem oberen Ende mit dem Verblendmaterial versehen, das über die gesamte Breite modelliert wird. Der Prüfkörper wird mit dem verblendeten Teil nach oben senkrecht in der Apparatur montiert. Ein Kraftstempel, der hakenähnlich konzipiert ist, greift nun am unteren Bereich der Verblendung an und wird senkrecht nach oben gezogen. Es wird die Kraft gemessen, die nötig ist, um den Verbund zu zerstören und das Plättchen zum Abriss zu bringen. Auf die Verblendung wirkt sowohl eine abscherende, als auch eine Zugkraft ein [65].

## **2.6.3 Zugversuche**

### **2.6.3.1 NALLY/BERTA-Versuch**

Zwei Rundstäbe aus der zu untersuchenden Legierung werden mittig mit keramischer Grundmasse verbunden. An den Enden beider Rundstäbe werden Vorrichtungen angebracht für den Kraftangriff. Dieser erfolgt gleichmäßig nach lateral und belastet die Zone mit der keramischen Grundmasse auf Zug. Als Versuchsergebnis gilt das Moment, bei dem die Verbindung auseinander bricht und die beiden Metallanteile nicht mehr über die Keramik miteinander verbunden sind. Der NALLY/

BERTA-Versuch soll die Frage beantworten, ob die untersuchte Bindung auf Grund von chemischen, physikalischen oder mechanischen Effekten zustande kommt [4].

### **2.6.3.2 PÜCHNER-Test**

Der PÜCHNER-Test stellt eine Variante des NALLY/BERTA-Versuchs dar. In ihm werden ebenfalls zwei Rundstäbe der zu untersuchenden Legierung über keramische Grundmasse miteinander verbunden. Allerdings werden die Verankerungen für die Aufhängung in der Versuchsapparatur erst nach dem Verbinden der Rundstäbe angebracht und der Probekörper frei schwingend in der Apparatur fixiert, um so mögliche Spannungen durch die Fixierung an sich zu vermeiden. Als Versuchsergebnis gilt das Gleiche wie beim NALLY/BERTA-Versuch [103].

### **2.6.3.3 SHELL/NIELSEN-Versuch**

Ein metallischer Rundstab wird mit keramischer Grundmasse ummantelt, so dass diese die Funktion des Opaquers erfüllt. Auf jene Grundmasse wird die Dentinmasse aufgebrannt, die die Funktion der Verblendung erfüllt. Wichtig bei der Herstellung ist es, darauf zu achten, dass das Metall vollständig mit Opaquer bedeckt ist und es zu keinem Kontakt der Dentinmasse mit dem Metallgerüst kommt. Der Prüfkörper wird nun in einer Apparatur aufgehängt und der Stab in axialer Richtung aus der Versuchsanordnung herausgezogen. Protokolliert wird das Ergebnis, bei dem es zum Zerreißen der Probe kommt [124].

## **2.6.4 Abschlagversuche**

### **2.6.4.1 Hammerschlagtest**

Beim Hammerschlagtest wird die Probe des zu untersuchenden Materials in einer Versuchsapparatur eingespannt und in hintereinander ablaufenden Zyklen belastet. Dabei bleibt die Kraft, mit der der Prüfstempel auf die Probe einwirkt, immer die



Gleiche. Versuchsergebnis ist die Anzahl der Zyklen, nach denen die Probe zerstört ist; also wie vielen Kraftangriffen sie stand hält [58].

### **2.6.4.2 Kugelfalltest**

Die mechanische Belastbarkeit beispielsweise eines Glaswaschbeckens wird im Kugelfalltest mit einer 67 g schweren Stahlkugel nachgewiesen, die aus einer Fallhöhe von 80 cm auf das Becken auftrifft [112]. In der Industrie sind je nach untersuchtem Interessengebiet andere Versuchsbedingungen angegeben: Kugelfalltest für Sichtscheiben (eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 22 mm mit mindestens 43 g Masse und einer Aufprallgeschwindigkeit von 5,1 m/s) [72]. Aber auch für den Vergleich von Keramiken untereinander kommt dem Kugelfalltest eine interessante Bedeutung zu [36].

## **2.6.5 Thermische Belastungen**

### **2.6.5.1 Abschrecktest**

Es handelt sich hierbei um einen primär von der Industrie entwickelten Test. In ihm werden die Prüfkörper immer wieder verschiedenen Temperaturschwankungen ausgesetzt und auf Sprünge in der Keramik bzw. auf Spätsprünge nach eintägiger Lagerung untersucht. Der Test beginnt bei einer Temperatur von 105 °C. In einem keramischen Brennofen werden die Proben dieser Temperatur 30 Minuten lang ausgesetzt und anschließend in 5 °C kaltem Wasser abgeschreckt. Die nächste Wärmestufe liegt 15 °C über der vorherigen. Alle Prüfkörper durchlaufen insgesamt fünf Wärmestufen; der Abschrecktest endet bei 165 °C. Er gilt als bestanden, wenn bei Versuchsende nach fünf durchlaufenen Temperaturzyklen von zehn Prüfkörpern noch acht intakt sind [147].

Mit dem Abschrecktest lassen sich thermische Spannungen innerhalb des Gefüges erkennen.

### **2.6.5.2 Thermoschocktest**

Es existieren je nach Interessengebiet noch andere Formen der Temperaturbelastungstests. So ist beispielsweise der Thermoschocktest bekannt [113]. Definiert ist der Thermoschock wie folgt: „Der Thermoschock bezeichnet die schnelle Abkühlung eines Bauteils, wobei sich ein Temperaturgradient ergibt, der zu Verspannungen des Bauteiläußeren im Vergleich zum Bauteilinneren führt. Liegt der Temperaturwechsel über einem kritischen Wert, wird das Material geschädigt.“ [30]. Die Versuchsbedingungen variieren je nach Prüfmaterial und Zeitspanne. Im Gegensatz zum Abschrecktest können die unterschiedlichen Temperaturstufen nach Belieben variiert werden.

### **2.6.5.3 Temperaturwechsellasttest**

Durch den Temperaturwechsellasttest unterzieht man die Proben einer künstlichen Alterung. Die Prüfkörper werden abwechselnd in einem Wasserbad von 5 °C und 55 °C für jeweils 30 Sekunden gelagert. Nach einem durchlaufenen Zyklus werden sie erneut ins erste Wasserbad gelegt. Die Temperatur wird mittels Thermostat in beiden Becken konstant gehalten, den Wechsel zwischen den Becken übernimmt ein maschinell gesteuerter Schwenkarm. Die Versuchsanordnung entspricht den Vorgaben des Ergänzungsentwurfes zur ISO 10477 [23]. Hierbei wird die Anzahl der zu durchlaufenden Zyklen mit 5 000 empfohlen. SÖRGEL untersuchte zusätzlich eine seiner Testreihen mit 10 000 durchlaufenen Zyklen [127].

### **2.6.6 Chemische Belastungen**

Der pH-Wert in der Mundhöhle wird physiologischerweise vom pH-Wert des Speichels bestimmt. Dieser bewegt sich um den Neutralpunkt von pH = 7,0 (Normalbereich pH = 6,0 – 7,5). Durch Konsum besonders saurer Getränke wie z. B. Coca Cola sinkt der physiologische pH-Wert. Coca Cola beispielsweise besitzt einen pH-Wert von ca. 2,5 [71, 95]. Bei einem Abfall unterhalb eines Wertes von 5,5

beginnt der Säureangriff auf die Zähne und dementsprechend auch auf den Zahnersatz [55].

Chemische Prüfungen untersuchen das Resultat der Aufbewahrung von Probestücken in verschiedenen Lagerungsmedien und einem definierten Zeitintervall. Zu den Aufbewahrungsmedien zählen u. a.:

- Destilliertes Wasser
- Natriumchloridlösung
- Natriumsulfatlösung
- Natriumchlorid/Milchsäurelösung
- Essigsäurelösung
- Getränke als Korrosionslösung
- Künstlicher Speichel

Zur Lagerung von Prüfkörpern in künstlichem Speichel existiert eine DIN-Norm zur Herstellung der Lösung. In Anlehnung an die DIN EN ISO 8891 wird auf einen Liter destillierten Wassers 5,84 g (0,1 mol/l) Natriumchlorid und 10,4 ml/l Milchsäure gegeben und durchmischt. Es resultiert daraus ein pH-Wert von 2,3 [25]. Die Untersuchungs- und Lagerungszeiträume variieren von 24 Stunden über vier Wochen bis hin zu sechs Monaten.

### **2.6.7 Klinische Langzeitstudien**

Die klinischen Studien überprüfen den Langzeiterfolg oder -misserfolg von Materialien bzw. Systemen. Vorangehende In-vitro-Untersuchungen sollen sich nun im klinischen Alltag bestätigt werden. Gefertigter Zahnersatz wird bei Patienten eingegliedert und dokumentiert. Nach einem definierten Beobachtungszeitraum werden die Patienten zur erneuten Vorstellung gebeten und der Zahnersatz kontrolliert. Visuelle Begutachtung, mögliche Frakturen, Sprünge oder gar Verlust der Versorgung gehören in den Rahmen der Nachuntersuchung. Mittels klinischen Langzeitstudien soll die „Alltagstauglichkeit“ überprüft werden, aber auch mögliche Schwachstellen erkannt und verbessert werden. Der Beobachtungszeitraum richtet

sich nach der zu klärenden Fragestellung. Ein langes Zeitintervall und eine hohe Anzahl an Patienten sind für eine hohe Aussagekraft immer wünschenswert.

### **2.6.8 Vergleich der Prüfverfahren untereinander**

Alle beschriebenen Methoden haben unterschiedliche Zielsetzungen, die mitunter nur leicht variieren. Es empfiehlt sich allerdings, für die Testung neuer Systeme nicht eine einzelne dieser Prüfmethode isoliert anzuwenden, da die klinischen Belastungen für Zahnersatz mehrschichtig sind. So wirken beispielsweise sowohl thermische Wechsel (Nahrungsaufnahme von besonders kalten oder heißen Speisen und Getränken), als auch chemische Wechsel (Genuss von besonders sauren oder süßen Speisen oder Getränken) auf den Zahnersatz ein. Auch der Kauvorgang an sich stellt ein komplexes Zusammenspiel verschiedener Kräfte dar – beim Abbeißen wirken eher Scherkräfte, beim Zermahlen der Nahrung vornehmlich Drücke ein. Auf Grund dieser Vielfalt muss für neue Systeme eine ganze Reihe dieser Testungen absolviert werden, ehe man eine verlässliche Aussage über eine (voraussichtliche) klinische Bewährung treffen kann.

### **2.7 Übertragbarkeit auf die klinische Situation**

Von besonderem Interesse ist es, die Übertragbarkeit der unterschiedlichen Versuchsansätze auf die klinische Situation zu diskutieren. In-vitro-Untersuchungen sollen folglich mit In-vivo-Testungen verglichen werden. Nur so lassen sich Aussagen über die (voraussichtliche) Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Klinik treffen. Laut STRIETZEL entspricht die Übertragbarkeit In-vitro/In-vivo der Richtigkeit der Ergebnisse [130]. Alle In-vitro-Versuche müssen mit klinischen Untersuchungen verglichen werden, um so die Übertragbarkeit sicherzustellen.

Des Weiteren stellt sich die Frage, ob eine so gewonnene Aussage gleichbedeutend damit ist, dass das getestete Verbundsystem in der klinischen Anwendung besteht oder nicht. Es muss also hinterfragt werden, ob die getesteten Eigenschaften

klinische Bedeutung haben und ob alle Beanspruchungsmöglichkeiten in der Mundhöhle berücksichtigt wurden [61].

Es gilt auch, Überlegungen anzustellen, welchen Belastungen ein Metall-Keramik-System im klinischen Einsatz standhalten muss. Allgemeinen Angaben in der Literatur zufolge werden für den SCHWICKERATH-Versuch 25 MPa gefordert, für den VOSS-Versuch im Mittel 1200 N und beim Abschrecktest Temperaturschwankungen zwischen 5 und 165 °C.

### **2.7.1 Übertragbarkeit des SCHWICKERATH-Versuchs**

Die Kraft, die auf den Prüfkörper einwirkt, kommt bei dieser Versuchsanordnung von axial. Sie greift mittig bei einer Auflageweite von 20 mm an. Das Keramikplättchen befindet sich dabei in der Zugzone. Übertragen auf die klinische Situation tritt diese Art der Belastung am ehesten bei einem voll verblendeten Brückenglied auf, sobald es okklusal belastet wird und die basale Seite der Keramik unter Zugspannung gerät. Praxisbezogen käme eine solche Belastung allenfalls beim Zementieren einer Arbeit zustande, lässt aber Prognosen über Keramikabplatzungen bei vergleichbarer Manipulation innerhalb der Mundhöhle zu [61]. Die Prüfkörperherstellung ist einfach, Material sparend, einfach reproduzierbar und entspricht den realen Verhältnissen [86].

Wenn, wie von MARX gefordert, mit immer gleichem Material verblendet wird, lassen sich zudem Aussagen über verschiedene Metalle im Vergleich untereinander treffen oder der Einfluss von Versuchsparametern, wie z. B. gewollt unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen, erkennen und miteinander vergleichen [87].

Die Eigenschaften des Gerüstmaterials fließen über Dicke und E-Modul in den Koeffizienten (k) ein, allerdings bleiben die Eigenschaften des Verblendmaterials davon unberührt [142].

WALTHER untersuchte vier Abscherverfahren und gelangte zu dem Schluss, dass der Biegeversuch nach SCHWICKERATH der geeignetste Test zu Fragen der Metall-Keramik-Haftung sei [151]. Der SCHWICKERATH-Versuch lässt also eine Aussage

über die Qualität eines Verbundsystems unter Biegelast zu. Wichtig hierbei ist die Tatsache, dass dem System eine besondere Bedeutung zukommt. Verbundpartner dürfen hierbei nicht isoliert betrachtet werden.

SCHWICKERATH selbst fordert eine hohe Abriebfestigkeit gegen Kaukraftbeanspruchungen für Kronen- und Brückenmaterialien. Er gibt allerdings zu bedenken, dass eine zu hohe Festigkeit ungünstige Auswirkungen auf die Parodontien der Pfeilerzähne haben kann.

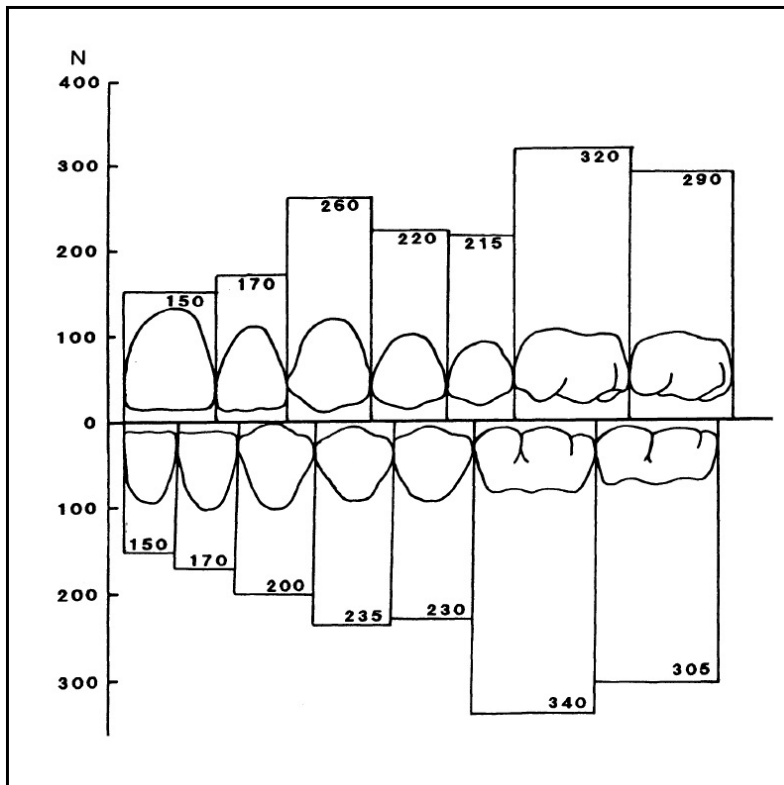
### **2.7.2 Übertragbarkeit des VOSS-Versuchs**

Auch bei dieser Versuchsanordnung handelt es sich um eine Testung der Material- und Verbundeigenschaften von Metall-Keramik-Systemen. Eine Belastung wie in der Versuchsanordnung kann in der Mundhöhle physiologischerweise durch Druckbelastung bei Eckzahnführung tatsächlich auftreten. COCA fand allerdings heraus, dass die Belastung nicht direkt an der Schneidekante, sondern 2,0 – 4,9 mm unterhalb auf der Palatinalfläche einwirkt [16].

Dennoch kann der ermittelte Wert zu den physiologisch auftretenden Kaukräften in Bezug gesetzt werden. Demnach vermag der VOSS-Versuch die klinische Situation am ehesten widerzuspiegeln. Da es für die Herstellung der Prüfkörper keine verbindliche Norm gibt, werden in anderen Ländern Abwandlungen der hierzulande geläufigen Herstellung untersucht [45, 126].

Die Herstellung der Prüfkörper ist vom Untersucher bzw. vom Geschick des Untersuchers bei der Herstellung u. a. abhängig. Dieses wird von manchen Autoren als positiv bewertet, da der komplette Prozess einer Kronenherstellung wie unter realen Bedingungen erfolgen muss; andere geben eine mögliche, unter Umständen gehäufte Fehlerquelle zu bedenken [63]. Kronenform, Schichtstärken von Metall und Keramik, Fuge des Zementspalts, Richtung und Angriffspunkt des Kraftstempels spielen für die Ergebnisse eine entscheidende Rolle. Da diese individuell starken Schwankungen unterworfen sein können, muss auch diese Komponente mit Vorsicht betrachtet werden [64].

Untersuchungen zur Kaukraft zeigen, dass die Patientenzufriedenheit mit der Anzahl der Zähne korreliert [153]. Aber auch die Lokalisation der auftreffenden Kaukräfte spielt eine Rolle. Physiologischerweise treten beim Kauen Kräfte im Bereich zwischen 200 und 500 N auf (Abb. 7) [120].



**Abb. 7: Mittlere Kaukraft/Belastbarkeitswerte einzelner Zähne**

Angaben aus der Literatur zufolge ist die Variationsbreite der Ergebnisse jedoch starken Schwankungen unterworfen, da viele Parameter die Messung beeinflussen [29, 31]. Demnach spielen Art des Zahnersatzes, fortschreitender Zahnverlust, Alter des Patienten, aber auch die Lokalisation des Kraftangriffs, also ob im anterioren oder posterioren Bereich, eine entscheidende Rolle [99]. Anteriore Zähne haben aufgrund ihrer Position im Kiefer und ihrer Wurzelgeometrie eine niedrigere Belastbarkeit als Molare aus dem Seitenzahnbereich mit zwei bzw. drei stabilen Wurzeln. Aber auch die Ausprägung der Kaumuskulatur, ihre Stärke und Richtung haben darauf Einfluss (Tabelle 7) [5].

Bezahlungsgruppe	anterior	posterior
Vollbezahnter Ober- und Unterkiefer	300 N	450 N
Gebisse mit mindestens einem fehlenden Seitenzahn	250 N	350 N
herausnehmbare Teilprothesen in mindestens einem der Kiefer	200 N	300 N
mindestens ein Kiefer mit totalem Zahnersatz	150 N	200 N

**Tabelle 7: Kaukrafttabelle laut Untersuchungen von BALTZER [5]**

### 2.7.3 Übertragbarkeit des Abschrecktests

In der menschlichen Mundhöhle herrschen Temperaturen zwischen 5 °C bei Genuss von kaltem Speiseeis und 55 °C beim Trinken eines Schluckes heißen Kaffees. Da der Temperaturwechsel nicht kontinuierlich, sondern plötzlich vonstatten geht, versucht der Abschrecktest diese plötzlichen Wechsel widerzuspiegeln [73]. Allerdings belegen ältere Untersuchungen von GRÄF, dass noch extremere Schwankungen möglich sind [46, 97].

Der Test war zunächst nicht einheitlich gestaltet, eine verbindliche Norm existiert bis zum heutigen Tage nicht für ihn. ANUSAVICE stellte 1981 seine Versuchsanordnung vor, die später von MORA und O'BRIEN modifiziert wurde [2, 3, 91]. In Europa hat sich die Durchführung entsprechend den Empfehlungen der Industrie weitgehend durchgesetzt [147].

Die Befürworter des Abschrecktests werten als positives Ergebnis, dass Restspannungen zwischen Metall und Keramik, etwa verursacht durch nicht aufeinander abgestimmte Wärmeausdehnungskoeffizienten, damit aufgedeckt werden können.

## 2.8 Klinische Untersuchungen

Metall-Keramik-Restaurationen haben bisher einen Anteil am gesamten Zahnersatz von 90 – 95 % und werden auch in der Zukunft weitere Anwendung finden [67].



Sie sind demnach ein bewährtes Mittel zur Rekonstruktion verloren gegangener Zahnhartsubstanz oder zur Lückenversorgung. Langzeiterfahrungen sprechen für den Erfolg dieser Systeme. Dennoch kommt es mitunter zum Versagen. Hier stehen allerdings biologische Faktoren im Vordergrund: Kariesbildung, Erkrankungen des Zahnhalteapparates oder eine Infektion des Wurzelkanalsystems sind die häufigsten Ursachen, die zum Verlust der Rekonstruktion führen [139, 152].

In der Literatur betragen laut KERSCHBAUM nach einer zehnjährigen Betrachtung die Überlebensraten für Einzelkronen im Front- bzw. Molarenbereich 88,7 %, für Brücken 80,2 % [69].

Eine höhere Überlebensrate fanden COORNAERT et al. mit 97,6 % bei siebenjähriger Verweildauer heraus; MOFFA et al. kamen auf ebenfalls 97,6 % in einem fünfjährigen Beobachtungszeitraum [18], [90].

ÖZCAN und NIEDERMEIER betrachteten in einer Studie die Stellen einer Krone, an der es zum Versagen kommt. Sie fanden heraus, dass 65 % aller Defekte im Bereich der Front anzutreffen sind, davon ist in etwa 75 % die Labialfläche betroffen. Zum besseren Verständnis teilen sie die Brüche unterschiedlich auf:

- Kohäsive Fraktur: Es sind lediglich Brüche in der Keramik festzustellen.
- Kohäsiv-adhäsive Fraktur: Der Bruch betrifft Metall und Keramik.
- Adhäsive Fraktur: Ein Teil des Metallgerüsts wird entblößt [96].

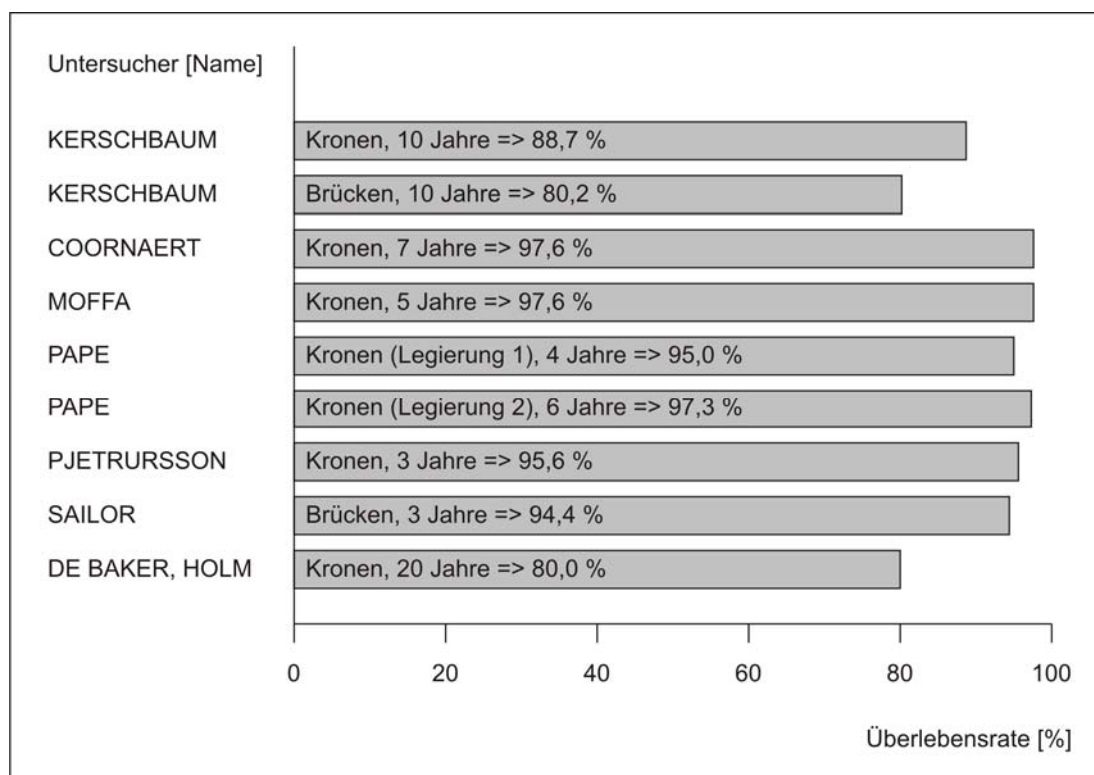
PAPE untersuchte nach zwei bis sechs Jahren Tragedauer 179 Patienten klinisch nach. Er konnte feststellen, dass nach vier Jahren 95 % der Kronen, die mit Wiron 88 hergestellt wurden, noch intakt sind. Nach sechs Jahren betrug dieser Wert bei Kronen mit Wiron 77 als Legierung 97,3 %. Die Abplatzrate lag bei 2,7 % [98].

Aktuelle Studien vergleichen konventionelle Metall-Keramik-Systeme mit Vollkeramiksystemen. Im Bereich der Einzelzahnkronen erreichten Erstere einen Wert von 95,6 %, Vollkeramiksysteme einen Wert von 93,3 %, wobei sich durchaus deutliche Unterschiede der einzelnen Keramikarten untereinander ergaben. Die Autoren gaben ebenfalls eine bessere Prognose an, wenn die Restauration einen Frontzahn betrifft. Anders sieht es bei der Betrachtung von Brücken aus. Dabei wurde herausgefunden,

dass die Überlebensrate der konventionellen Brückensysteme mit 94,4 % signifikant über der Rate der Vollkeramiksysteme mit 88,6 % lag [100, 107].

Forscher aus den USA stufen aufgrund einer Fünf-Jahres-Studie die Vollkeramik im Bereich der Schneidezähne als exzellent (100 %), im Seitenzahnggebiet als gut (95,15 %) ein, was eine gemittelte Überlebensrate von 96,7 % ergibt [37].

STARK beschreibt die Langzeitbewährung von Einzelkronen [129]. Er legt seinen Fokus nicht allein auf das System, sondern betont die Wichtigkeit biologischer Faktoren, wie beispielsweise Mundhygiene, Lage des Kronenrandes, parodontale Vorschädigung von Zähnen, usw. Seinen Ausführungen zufolge blickt er auf einen der längsten Beobachtungszeiträume zurück, die aktuell in der Literatur zu finden sind. Aus den Untersuchungen von DE BAKER und HOLM zieht STARK den Schluss, dass die Überlebenswahrscheinlichkeit von Einzelkronen nach einem Zeitraum von zwei Jahrzehnten für metallkeramische Arbeiten bei 80 % liegt [20, 54]. Eine Übersicht bietet Abbildung 8.



**Abb. 8: Vergleich der unterschiedlichen Überlebensraten von metallkeramischem Zahnersatz**

Eine interessante Zusammenfassung zum Thema „Langzeitbewährung von Zahnersatz“ bezogen auf metallkeramische Systeme im Vergleich zu Vollkeramikrestorationen stellte POSPIECH tabellarisch anhand verschiedener Literaturquellen zusammen (Tabellen 8 und 9) [101].

Erstautor	Beobachtungs-Zeitraum	Frakturnrate	Legierung
PAPE (1989)	6 Jahre	2 % (erneuert)	NEM
SCHMIDT (1990)	4 Jahre	9 % (Defekte)	Pd-Basis
WALTER (1994)	3 Jahre 3 Jahre	5 % (erneuert) 16 % (Defekte)	Titan Titan
WALTER (1998)	5 Jahre 6 Jahre	16 % (Defekte) 2 % (Defekte)	Titan Hochgold
KAUS (1996)	3 Jahre	20 % (Def./Spr.)	Titan
BIFFAR (1997)	3 Jahre	2 % (Defekte)	Hochgold
KERSCHBAUM (1997)	5 Jahre	6 % (erneuert)	Hochgold
ERPENSTEIN (1997)	7 Jahre 7 Jahre	6 % (Defekte) 1 % (erneuert)	Galvano Galvano

**Tabelle 8: Langzeitbewährung von metallkeramischem Zahnersatz**

Erstautor	Beobachtungs-Zeitraum	Frakturnrate		Keramiktyp
		Front	Molar	
MCLEAN (1984)	7 Jahre	1 – 2	6 – 15	Feldspat/Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
MOFFA (1988)	k. A.		35	Dicor
LINKOWSKI (1988)	k. A.		19	Cerestore
RICHTER (1989)	3 Jahre		9	Dicor
ERPENSTEIN (1991)	2,8 Jahre	3	13	Dicor
MEIER (1992)	4 Jahre	8	28	Dicor
BIENIEK (1992)	5 Jahre	5		Hi-Ceram
PRÖBSTER (1993)	3 Jahre	0	0	In-Ceram
HÜLS (1995)	3 Jahre	3	3	In-Ceram
ERPENSTEIN (1996)	5 Jahre	11	20	Dicor

**Tabelle 9: Langzeitbewährung von vollkeramischem Zahnersatz**

## **2.9 Vergleich von In-vitro- mit In-vivo-Studien**

Laborstudien sollen dazu dienen, dem Interessierten eine Vorhersage über einen prinzipiellen Einsatz eines Materials bzw. Systems in der Praxis zu ermöglichen. Wenngleich es schwierig ist, solche In-vitro-Studien auf den klinischen Alltag am Patienten 1 : 1 zu übertragen, so decken die Versuche mögliche Schwachstellen auf, die ein Material von vornherein ausschließen. Ausgefeilte werkstoffkundliche Experimente sind wichtig, können aber auch nicht mit Sicherheit vor klinischen Misserfolgen schützen [67].

Bezogen auf das Ergebnis dieser Arbeit kann festgestellt werden, dass hier unter immer gleichen Versuchsbedingungen gearbeitet wurde: Legierungen nur einer Charge wurden verwendet, dasselbe gilt für die Einbettmasse. Die Prüfkörper wurden unter immer gleichen Laborbedingungen angefertigt und im gleichen Prüflabor ihrer Testung unterzogen, um so eine mögliche Fehlerquelle durch unterschiedliche Arten der Fertigung auszuschließen. Allerdings kann leider keine einzelne der Testungen dem komplexen, dynamischen System unseres Kauorgans gerecht werden. Sie liefern jedoch brauchbare Ergebnisse, um eine klinische Bewährung abschätzen zu können und werden vor allem im Bereich der Neuentwicklung stets zum Einsatz kommen.

## **3 Material und Methodik**

Es wurden insgesamt sieben verschiedene Dentallegierungen in Verbindung mit einem immer gleichen Pulveropaquer-Keramiksistem untersucht. In drei voneinander verschiedenen Werkstoffprüfungen wurde in einer In-vitro-Studie der Verbund von Metall und Keramik getestet. Angefertigt wurden zwölf Prüfkörper pro Legierung für die drei jeweiligen Versuchsanordnungen. Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte unter immer gleichen Laborbedingungen in einem gewerblichen Dentallabor.

### **3.1 Materialien**

Bei den hier verwendeten Materialien handelt es sich einerseits um Metalllegierungen, die auf dem Dentalmarkt erhältlich sind, also auch bereits in vivo erprobt sind. Des Weiteren fand während der gesamten Versuchsreihen stets die gleiche Keramik Verwendung.

Die Metalle lassen sich aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung voneinander unterscheiden. Die Unterteilung erfolgt zunächst in die Gruppe der Nichtedelmetalllegierungen und die Gruppe der Edelmetalllegierungen. Es handelt sich im Einzelnen um zwei Legierungen auf Nickel-Chrom-Basis (Ni-Cr), zwei Legierungen auf Kobalt-Chrom-Basis (Co-Cr), eine Legierung auf Palladium-Basis (Pal), eine goldreduzierte Legierung (red. Au) und eine hochgoldhaltige Legierung (Au).

Nachfolgend werden tabellarisch die Legierungen mit ihren Zusammensetzungen und ihren chemischen sowie physikalischen Eigenschaften aufgeführt (Tabellen 10 – 16) [6].

### 3.1.1 Nichtedelmetalle

#### 3.1.1.1 Legierungen auf Nickel-Chrom-Basis

Wirocer plus: Chargennummer 11976

Farbe	silber
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	8,2
Schmelzintervall [°C]	1320 – 1365
Gießtemperatur [°C]	ca. 1450
WAK-Wert (25 – 600 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	13,8
WAK-Wert (25 – 500 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	14,0
Bruchdehnung (A5) [%]	16,0
Zugfestigkeit (Rm) [MPa]	620
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	340
E-Modul [MPa]	ca. 200 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	190

Zusammensetzung in Masse-%	
Ni	65,2
Cr	22,5
Mo	9,5
Nb	< 2,0
Si	< 2,0
Fe	< 2,0
Mn	< 2,0

**Tabelle 10: Materialeigenschaften Wirocer plus**

Wiron<sup>®</sup> 99: Chargennummer 2735

Farbe	silber
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	8,2
Schmelzintervall [°C]	1310 – 1250
Gießtemperatur [°C]	ca. 1450
WAK-Wert (25 – 600 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	13,8
WAK-Wert (25 – 500 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	14,0
Bruchdehnung (A5) [%]	25,0
Zugfestigkeit (Rm) [MPa]	330
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	650
E-Modul [MPa]	ca. 205 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	180

Zusammensetzung in Masse-%	
Ni	65,0
Cr	22,5
Mo	9,5
Nb	< 2,0
Si	< 2,0
Fe	< 2,0
Ce	< 2,0
C	< 2,0

**Tabelle 11: Materialeigenschaften Wiron<sup>®</sup> 99**

### 3.1.1.2 Legierungen auf Kobalt-Chrom-Basis

Wirobond® SG: Chargennummer 11953

Farbe	silber
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	8,5
Schmelzintervall [°C]	1370 – 1420
Gießtemperatur [°C]	ca. 1480
WAK-Wert (20 – 600 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	14,1
WAK-Wert (25 – 500 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	14,3
Bruchdehnung (A5) [%]	8,0
Zugfestigkeit (Rm) [MPa]	650
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	470
E-Modul [MPa]	ca. 200 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	310

Zusammensetzung in Masse-%	
Co	61,5
Cr	26,0
Mo	6,0
W	5,0
Si	< 2,0
Fe	< 2,0

**Tabelle 12: Materialeigenschaften Wirobond® SG**

Wirobond® 280: Chargennummer 12060

Farbe	silber
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	8,5
Schmelzintervall [°C]	1360 – 1400
Gießtemperatur [°C]	ca. 1500
WAK-Wert (25 – 600 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	14,0
WAK-Wert (25 – 500 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	14,2
Bruchdehnung (A5) [%]	14,0
Zugfestigkeit (Rm) [MPa]	540
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	680
E-Modul [MPa]	ca. 220 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	280

Zusammensetzung in Masse-%	
Co	60,2
Cr	25,0
Mo	4,8
W	6,2
Ga	2,9
Si	< 2,0
Mn	< 2,0

**Tabelle 13: Materialeigenschaften Wirobond® 280**

## 3.1.2 Edelmetalle

### 3.1.2.1 Legierung auf Palladiumbasis

BegoPal<sup>®</sup> 300: Chargennummer 150350

Farbe	weiß
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	11,0
Schmelzintervall [°C]	1175 – 1320
Gießtemperatur [°C]	1390 – 1440
WAK-Wert (25 – 600 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	14,0
WAK-Wert (25 – 500 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	13,8
Bruchdehnung (A5) [%]	28,0
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	520
E-Modul [MPa]	ca. 135 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	240

Zusammensetzung in Masse-%	
Pd	75,4
In	6,3
Ag	6,2
Au	6,0
Ru	< 1,0
Ga	< 1,0

**Tabelle 14: Materialeigenschaften BegoPal<sup>®</sup> 300**

### 3.1.2.2 Goldreduzierte Legierung

BegoCer<sup>®</sup> G: Chargennummer 151590

Farbe	weiß
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	14,3
Schmelzintervall [°C]	1155 – 1310
Gießtemperatur [°C]	1450 – 1500
WAK-Wert (25 – 600 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	13,9
WAK-Wert (25 – 500 °C) [10 <sup>-6</sup> · K <sup>-1</sup> ]	13,7
Bruchdehnung (A5) [%]	16,0
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	520
E-Modul [MPa]	ca. 125 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	220

Zusammensetzung in Masse-%	
Au	51,5
Pd	38,4
In	8,7
Ru	< 1,0
Ga	< 1,0

**Tabelle 15: Materialeigenschaften BegoCer<sup>®</sup> G**



### 3.1.2.3 Goldlegierung

Bio PontoStar® XL: Chargennummer 151710

Farbe	gelb
Dichte [g/cm³]	18,8
Schmelzintervall [°C]	1045 – 1100
Gießtemperatur [°C]	ca. 1270
WAK-Wert (25 – 600 °C) [ $10^{-6} \cdot K^{-1}$ ]	14,2
WAK-Wert (25 – 500 °C) [ $10^{-6} \cdot K^{-1}$ ]	14,4
Bruchdehnung (A5) [%]	7,0
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	500
E-Modul [MPa]	ca. 100 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	215

Zusammensetzung	
in Masse-%	
Au	86,0
Pt	11,5
Zn	1,6
Fe	< 1,0
Rh	< 1,0
In	< 1,0

**Tabelle 16: Materialeigenschaften Bio PontoStar® XL**

### 3.1.3 Verblendkeramik

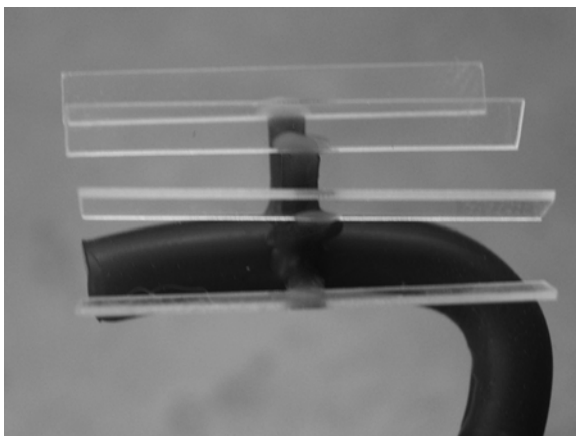
Bei der verwendeten Verblendkeramik handelt es sich um Omega 900 der Firma VITA, ein Keramiksystem mit abgesenkter Brenntemperatur und dem zugehörigen Pulveropaquer, das seit langer Zeit als bewährtes Verblendmaterial gilt [60]. Die Verarbeitung erfolgte nach Herstellerangaben. Im Folgenden ein Auszug aus den Verarbeitungshinweisen der Firma VITA zur Temperaturwahl für die einzelnen Arbeitsschritte. Laut Arbeitsanweisung der Firma VITA werden sehr gute Resultate erzielt, wenn der Wärmeausdehnungskoeffizient der Legierung, gemessen von 20 – 600 °C bei  $14,0 - 14,4 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$  und der VITA Omega 900 gemessen bei 25 – 500 °C bei  $13,4 - 13,9 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$  liegt [148].

## 3.2 Prüfkörper

### 3.2.1 Herstellung der Prüfkörper für den SCHWICKERATH-Versuch

#### 3.2.1.1 Das Metallgerüst

Es wurden bereits vorgefertigte Kunststoffplättchen aus Polyamid (Länge 25 mm, Breite 3 mm, Höhe bzw. Dicke 0,5 mm) mit einem dünnen Wachsprofilstab (1,15 mm x 1,75 mm) auf einem 5 mm dicken Gusskanal der Firma ORBIS DENTAL längsgerichtet und fächerförmig angestiftet. Nach Anstiftung erfolgte das Abziehen der beidseitigen Schutzfolie der Plättchen, so dass diese nicht mehr berührt werden mussten. Pro 3er-Muffel fanden sechs bis sieben Plättchen Platz (Abb. 9). Es wurde ein ringloses Verfahren gewählt, beide Teile des Muffelformers wurden dünn mit Vaseline eingestrichen zur besseren Trennung. Die Plättchen und die Wachsmodellation wurden dünn mit dem Wachsentspannungsmittel SheraMaster® eingesprüht und vorsichtig trocken geblasen.



**Abb. 9: Anstiftung der SCHWICKERATH-Prüfkörper**

Nun erfolgte das Einbetten mit der Phosphatgebundenen Einbettmasse Bellavest® SH (Firma BEGO) und dem korrespondierenden Liquid BegoSol® HE nach Herstellerangabe. Das Liquid wurde im Vakuummischbecher vorgelegt, Pulver hinzugefügt und zunächst ca. 30 Sekunden von Hand durchgespatelt. Anschließend erfolgte das eigentliche Mischen im Gerät Twister Evolution unter Vakuum. Zum Befüllen der Muffel fand der Rüttler Leleux V 7032 Vibrator Verwendung. Nach

ausreichender Abbindezeit wurde der Muffelformer entfernt, scharfe Kanten vorsichtig mit einem Gipsmesser gebrochen und die Muffel vor dem Guss im Ofen Reitel Retomat<sup>®</sup> MG vorgewärmt. Nachfolgend eine Aufheiztabelle am Beispiel der edelmetallfreien Legierung Wiron<sup>®</sup> 99 (Tabelle 17).

Abbindezeit nach dem Einbetten	mind. 30 min
Einlegetemperatur	Raumtemperatur
Haltestufe	250 °C (mit 5 °C/min)
Endtemperatur	900 °C (mit 7 °C/min)
Haltezeit für Haltestufe	45 min
Haltezeit für Endtemperatur	45 min

**Tabelle 17: Vorwärmparameter für konventionelles Aufheizen (Beispiel: Wiron<sup>®</sup> 99)**

Das Schmelzen des Metalls erfolgte mit offener Flamme aus einem Sauerstoff-Propangas-Gemisch. Zum Gießen wurde die elektrische Schleuder Motorcast (Firma DEGUSSA) verwendet. Nach ausreichender Abkühlzeit bei Raumtemperatur konnte mit dem Ausbetten unter Zuhilfenahme einer Gipsschere begonnen werden. Das Gussobjekt wurde zunächst grob gereinigt und anschließend mit Koroxpulver oberflächlich im Protempomatic<sup>®</sup> der Firma BEGO von Einbettmasseresten befreit. Zur abschließenden Feinentfernung wurde im Rocatector<sup>®</sup> (Firma ESPE) bzw. Topstar<sup>®</sup> 3 (Firma BEGO) ein feineres Pulver verwendet.

Die Plättchen wurden mittels Trennscheibe vom Gusskanal abgetrennt und von möglichen Gussperlen befreit. Nach dem Abstrahlen mit Korox 50 konnten die Plättchen mit einem scharfen Skalpell unter Zuhilfenahme einer vorgegebenen Schablone (Abb. 10) beidseits der Mitte mit einer Markierung zur genauen Positionierung der Keramik auf die Metalloberfläche versehen werden. Die Metallplättchen wurden mittels Dampfstrahler der Firma BAUMGARTEN abgedampft und konnten anschließend mit Keramik beschichtet werden.



**Abb. 10: SCHWICKERATH-Schablone**

### **3.2.1.2 Die Keramikverblendung**

Die Keramikverblendung sollte über eine Länge von 8 mm eine Schichtstärke von 1 mm besitzen. Dabei sollte sie beidseits 4 mm von der Mitte entfernt sein sowie eine Breite von 3 mm aufweisen. Ungenauigkeiten wurden bis zu  $\pm 0,1$  mm toleriert. Gemäß Arbeitsanweisung wurde zunächst der Opaquer in zwei Schichten aufgetragen, und einem Wash-Opaquer-, sowie Opaquerbrand unterzogen. Hierbei fand das Gerät VITA Vacumat 500 Typ PJ 9080-233-3 Verwendung. Zur exakten Positionierung des Keramikblocks wurde eine spezielle Messingschablone verwendet, in der nach vorheriger Isolierung mit Modellseparator d.sign<sup>®</sup> (Firma IVOCLAR) die Schichtung erfolgte. Anschließend kamen sechs der Plättchen gleichzeitig in den Ofen und wurden einem Dentinbrand unterzogen. Eventuelle Schrumpfungen wurden nachgeschichtet und noch einmal einem Dentinbrand unterzogen. Nun wurden Unebenheiten mittels diamantierten Schleifkörpers geglättet und die Schichtstärke durch einen Tasterzirkel kontrolliert. Hatte der Prüfkörper (Abb. 11) nun die exakten Maße, fand ein abschließender Glanzbrand statt.

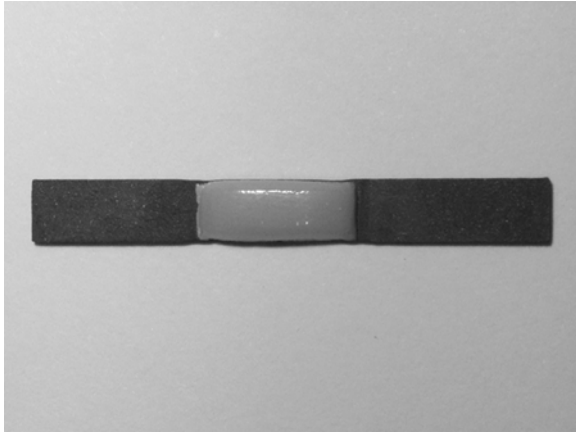


Abb. 11: SCHWICKERATH-Prüfkörper (Beispiel: Wirobond® SG)

### 3.2.2 Herstellung der Masteraufnehmer für den VOSS-Versuch und den Abschrecktest

Zur Durchführung des VOSS-Versuchs und des Abschrecktests war die Anfertigung von Metallstümpfen nötig, auf denen die zu testenden Werkstücke modelliert wurden. Diese werden im Weiteren als „Masteraufnehmer“ bezeichnet. Von zwei Musterstümpfen wurde zum Doublieren eine Silikonform erstellt. In diese Doublierform wurde flüssiges Modellierwachs eingefüllt und ein vorgefertigter Hohlstick (Firma BEGO) aus Kunststoff mit einem Durchmesser von 5 mm positioniert. Nach Erkalten des Wachses konnten Hohlstick und Wachsmodellation in toto entfernt werden. Der Durchmesser des Hohlsticks war exakt passend zur Einspannvorrichtung der Werkstoffprüfmaschine.

Die so hergestellten Kunststoff-Wachs-Modellationen wurden zu dritt pro 3er-Muffel ebenfalls ringlos in Wirovest® mit dem korrespondierenden Liquid BegoSol® eingebettet. Es wurde konventionell aufgeheizt und mit offener Flamme aus Sauerstoff-Propan-Gemisch gegossen. Bei dem Metall handelte es sich um Wironit® extrahart, eine handelsübliche Modellgusslegierung (Tabelle 18). Nach dem Ausbetten wurden die oberen Anteile bis zur Präparationsgrenze ausgearbeitet und mit dem Poliermotor der Firma KaVo EWL hochglanzpoliert, die restlichen Anteile mit Korox 50 abgestrahlt.

Farbe	silber
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	8,2
Schmelzintervall [°C]	1305 – 1260
Gießtemperatur [°C]	ca. 1420
Bruchdehnung (A5) [%]	4,1
Zugfestigkeit (Rm) [MPa]	910
Dehngrenze (Rp 0,2) [MPa]	625
E-Modul [MPa]	ca. 225 000
Vickers-Härte (HV10) nach Brand	375

Zusammensetzung in Masse-%	
Co	63,0
Cr	30,0
Mo	5,0
Si	< 2,0
Mn	< 2,0
C	max. 0,4

**Tabelle 18: Materialeigenschaften Wironit<sup>®</sup> extrahart**

Auf diese Weise wurden vom jeweiligen Musterstumpf zwölf Duplikate hergestellt (Abb. 12), so dass insgesamt 24 Masteraufnehmer vorhanden waren. Es erfolgte eine Unterteilung in Stumpf 1 und 2 (in Abhängigkeit von der Doublierform), jeweils von 1 – 12 durchnummeriert, um eine genaue Zuordnung zu ermöglichen.



**Abb. 12: Masteraufnehmer für VOSS-Versuch (Legierung: Wironit<sup>®</sup> extrahart)**

### **3.2.3 Herstellung der Prüfkörper für den VOSS-Versuch**

Bei den herzustellenden Kronen handelt es sich um Frontzahnkronen.

#### **3.2.3.1 Das Metallgerüst**

Die Probenkörper zum VOSS-Versuch sind von ihrem Aufbau her wie eine voll verblendete Metall-Keramik-Krone gestaltet. Das bedeutet, dass zunächst der Metallkern hergestellt werden musste. Hierzu wurden die doublierten Musterstümpfe mit Yeti<sup>®</sup> Lube der Firma YETI DENTAL gegen Wachs isoliert. Sie wurden kurz in den Renfert hotty getaucht, in dem sich flüssiges Modellierwachs befand, um das Grundgerüst zu erhalten. Der genaue Übergang zur Präparationsgrenze wurde anschließend akkurat mit Zervikalwachs nachgearbeitet.

An der Palatinalfläche wurde nun noch ein 0,8 mm dünner Wachsdraht angestiftet, der als Anfasser diente, da die Kronen voll verblendet wurden. Alle verwendeten Wachse stammten von der Firma YETI DENTAL. Pro Muffel wurden wieder sechs Kronen an einem Verteilerkanal befestigt, mit Bellavest<sup>®</sup> HE eingebettet, konventionell aufgeheizt und mit der Motorcast-Schleuder gegossen. Nach dem Ausbetten und Ausarbeiten wiesen die Gerüste eine Schichtstärke von 0,4 – 0,5 mm auf. Sie wurden sodann auf die geforderten Maße reduziert: Die Gerüste für die Nichtedelmetalle auf eine Schichtstärke von 0,3 mm, diejenigen für die Edelmetalle auf 0,4 mm.

#### **3.2.3.2 Die Keramikverblendung**

Zur Verblendung der hergestellten Käppchen kamen auch hier wieder Pulveropaquer und Dentinmasse der VITA Omega 900 Keramik zum Einsatz (Tabelle 19). Gebrannt wurde ebenfalls mit dem VITA Vacumat 500.

empfohlene Brandführung	Vt. °C	→	↗	↗	Temp. ca. °C	→	VAC min.
		min.	min.	°C/min.		min.	

Oxidbrand	Legierungsabhängig, Arbeitsanweisung beachten.						
Washbrand Pulver	500	2,00	4,00	75	900	2,00	4,00
Dentinbrand	600	6,00	6,00	50	900	1,00	6,00
Glanzbrand	600	4,00	4,00	75	900	1,00	–

**Tabelle 19: Brenntemperaturen der VITA Omega 900 Keramik**

### 3.2.4 Herstellung der Prüfkörper für den Abschrecktest

Die Prüfkörper für den Abschrecktest wurden in der gleichen Weise wie für den VOSS-Versuch hergestellt.

### 3.2.5 Besonderheiten

Im Zuge der Verarbeitung der Legierungen Wirobond® SG und Wirobond® 280 traten zunächst Schwierigkeiten auf. Bei Herstellung der SCHWICKERATH-Prüfkörper kam es beim Guss dazu, dass Anteile der Plättchen (vornehmlich an den äußeren Enden) nicht vollständig ausflossen.

Dieses Problem konnte allerdings durch eine moderate Erhöhung der Endtemperatur gelöst werden. Bei der Herstellung aller Prüfkörper mit der Legierung Bio Pontostar® XL wurde auf ein Absäuern verzichtet.



## **3.3 Methodik**

### **3.3.1 Versuchsanordnung des SCHWICKERATH-Versuchs**

Die zwölf SCHWICKERATH-Plättchen der jeweiligen Legierung wurden mit Hilfe der Werkstoffprüfmaschine Zwick Z010 ihrer Testung gemäß DIN EN ISO 9693 unterzogen.

#### **3.3.1.1 DIN Normen**

Möchte man einheitliche, standardisierte Bewertungen von Qualitätsmerkmalen bei zahnärztlichen Werkstoffen vornehmen, so ist die Einführung einer Norm sinnvoll.

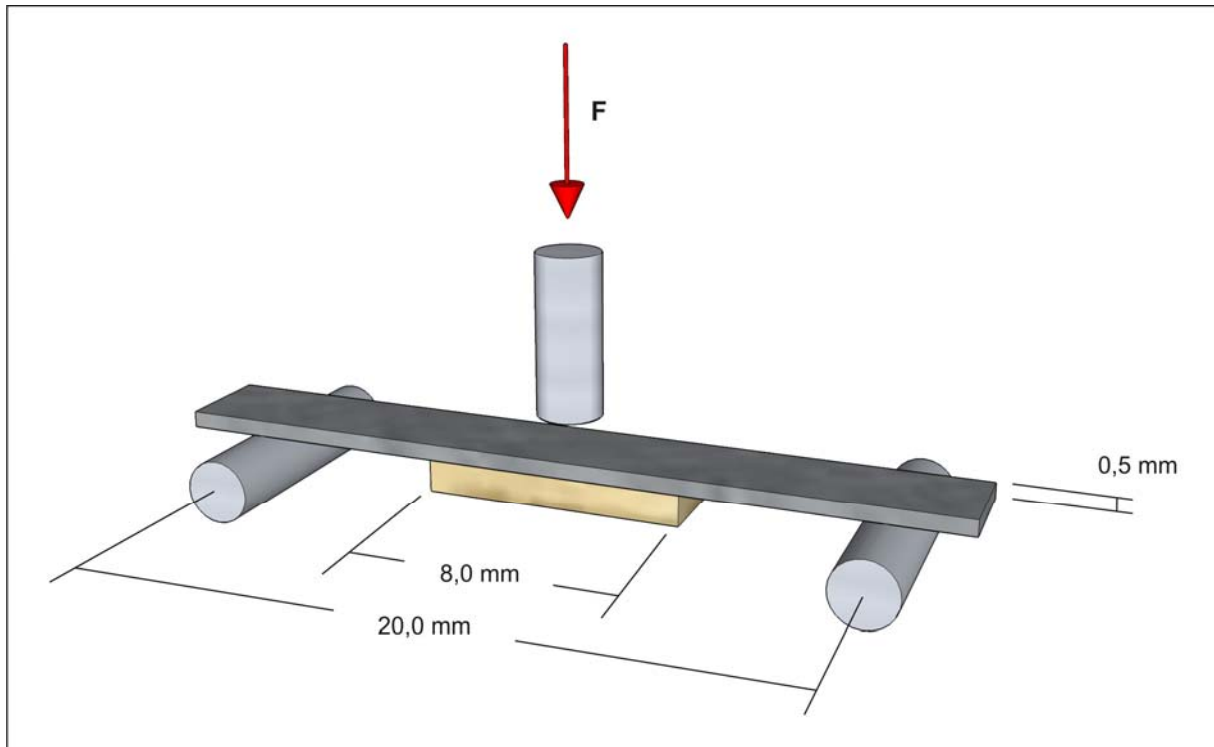
#### **3.3.1.2 DIN EN ISO 9693**

Dies gilt vor allem, wenn man die Haftfestigkeitswerte von Metallkeramiksystemen unterschiedlichster internationaler Hersteller miteinander vergleichen möchte. Daher wurde im Jahre 2001 der SCHWICKERATH-Versuch in die DIN Norm aufgenommen [26].

Zur Prüfung wird eine Universalprüfmaschine mit angeschlossener Kraftmessdose verwendet. Die Plättchen wurden rechts und links auf Lager aufgelegt, deren Oberfläche abgerundet war, so dass der Bereich, auf dem die Keramik aufgebracht war, in der Mitte Platz fand und nach unten zeigte. Die Prüfkörper hatten seitlich einen Überstand von jeweils 2,5 mm, so dass der Abstand der Lager 20 mm betrug (Abb. 13).

Nun wurde mit zunehmender Kraft (Vorschubgeschwindigkeit der Transverse 1,0 mm/min) belastet, bis die Kraftmessdose einen deutlichen Krafteinbruch verzeichnete. Dies ging mit einem leise vernehmbaren Knacken einher und zeigte den Zeitpunkt, an dem ein Sprung in der Keramik stattfand. In diesem Moment war zwar der Sprung vorhanden; die Keramik befand sich allerdings noch vollständig auf dem Metallgerüst, d. h. es lagen keine Abplatzungen vor. Der Vorgang wurde in

einem Diagramm aufgezeichnet. Anschließend erfolgte eine visuelle Begutachtung der Prüfkörper nach manuellem Ablösen der Keramikscherbe.



**Abb. 13: Versuchsanordnung des SCHWICKERATH-Versuchs**

### **3.3.2 Versuchsanordnung des VOSS-Versuchs**

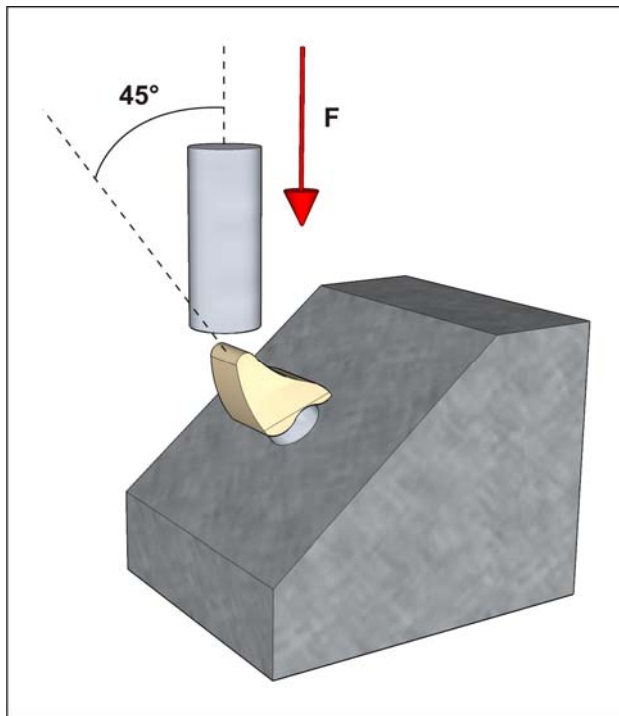
Zwölf der keramisch verblendeten, standardisierten Einzelkronen wurden mit dem schnell abbindenden HOFFMANN'S Zement auf die hergestellten und polierten Metallstümpfe zementiert. Hierbei handelt es sich um einen Zink-Phosphat-Zement, der zum definitiven Zementieren von Kronen und Brücken tägliche Anwendung in der Zahnarztpraxis findet. Die Fixierung der Masteraufnehmer erfolgte in einer eigens von der Firma BEGO hergestellten Halterung (Abb. 14), die verschraubt wurde.



**Abb. 14: Versuchsanordnung des VOSS-Versuchs (Beispiel: Wirobond® 280)**

Ein Druckstempel belastete die Inzisalkante der Krone in einem Winkel von  $45^\circ$  zur Achse gerichtet (Abb. 15). Die maximale Druckbelastung bis zum Bruch der Keramik galt als Versuchsergebnis. Die dabei erzeugte Kraft wurde in einem Diagramm aufgezeichnet. Anschließend wurde die Bruchstelle visuell begutachtet und das Ergebnis tabellarisch festgehalten.

Zum Abnehmen der aufzementierten und nun zerstörten Kronen wurde eine Kronenabnehmerzange aus dem Hause CARL MARTIN Solingen benutzt. Diese zeichnet sich durch speziell gummierte Branchen aus, wodurch es möglich war, die Masteraufnehmer für die folgenden Legierungen wieder zu verwenden.



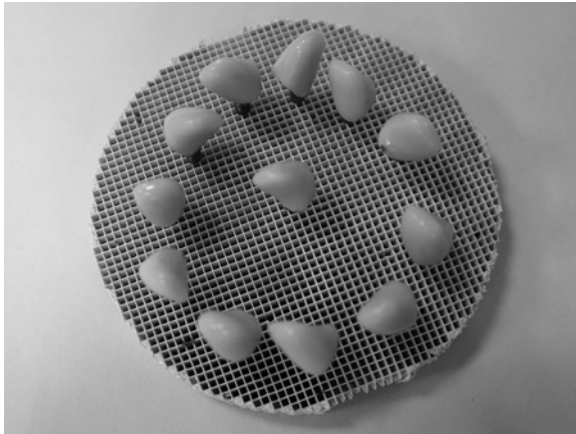
**Abb. 15: Versuchsanordnung des VOSS-Versuchs**

### **3.3.3 Versuchsanordnung des Abschrecktests**

Beim Abschrecktest handelt es sich um ein Verfahren, welches von Herstellern der Keramiksysteme entwickelt wurde. Hierbei wurden wieder zwölf der keramisch verblendeten, standardisierten Einzelkronen gleichzeitig auf einem geeigneten Träger im Keramikofen Multimat Mach 2, De Trey, Firma DENTSPLY 30 Minuten lang bei 105 °C erwärmt (Abb. 16) und anschließend für 30 Sekunden in einem 5 °C kühlen Wasserbad abgeschreckt (Abb. 17). Die Kronen wurden dem Bad entnommen, vorsichtig trocken gepustet und für 15 Minuten bei Raumtemperatur gelagert. Es erfolgte eine genaue Untersuchung auf mögliche Sprünge unter dem Mikroskop SCHOTT KL 1500 LCD mit einem Objektiv der Firma ZEISS (Stemi 2000 C).

In der Zwischenzeit wurde der Keramikofen auf die nächsthöhere Stufe vorgeheizt. Die Prüfkörper wurden erneut 30 Minuten im Ofen erwärmt, abgeschreckt, getrocknet, 15 Minuten gelagert und mikroskopisch untersucht. Es schloss sich die nächste Wärmestufe an. Insgesamt musste eine Versuchsreihe fünf Wärmestufen

durchlaufen, die bei 105 °C, 120 °C, 135 °C, 150 °C und 165 °C lagen. Eventuell gesprungene Kronen wurden aussortiert, die Stellen in einem Protokoll genau dokumentiert. Einen Tag später schloss sich noch eine Untersuchung auf mögliche Spätsprünge unter dem Mikroskop an.



**Abb. 16: Versuchskörper auf Brenngutträger**

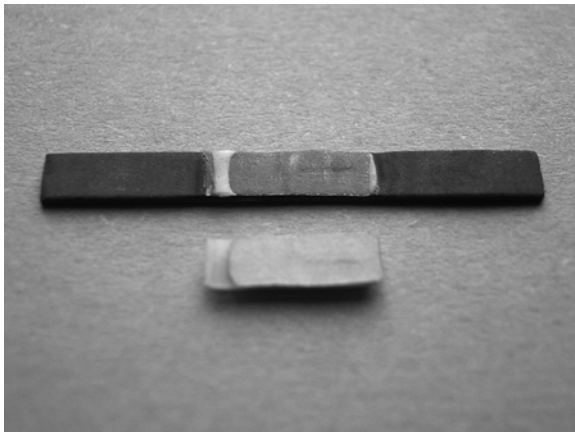


**Abb. 17: Versuchskörper im Abschreckbad**

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse des SCHWICKERATH-Versuchs

Als Ergebnis des SCHWICKERATH-Versuchs gilt die höchste erreichte Kraft bis zu demjenigen Zeitpunkt, in dem die Messdose einen deutlichen Abfall der Kraft bemerkt und aufzeichnet. Dieser Moment geht mit einem leise vernehmbaren Knacken der Keramik einher. Zu diesem Zeitpunkt befindet sich die Keramikscherbe allerdings noch fast komplett auf dem Metallgerüst. Das Versagen beginnt meist mit einem kaum sichtbaren Riss an den seitlichen, schmalen Enden der Keramikverblendung. Zur visuellen Begutachtung wurde sie durch leichtes Biegen am Plättchen abgelöst und das Ergebnis tabellarisch erfasst. Zudem wurden die Dicken des Prüfkörpers am Ende der rechten, sowie am Ende der linken Seite gemessen und dokumentiert. Bei den Nichtelegierungen lagen zunächst überwiegend kohäsive Brüche vor. Nach dem manuellen Ablösen war in den meisten Fällen das Metallgerüst sichtbar – kleine Reste von Opaquer und Keramik verblieben dabei noch auf dem Plättchen (Abb. 18), (Tabelle 20).



**Abb. 18: Visuelle Begutachtung eines SCHWICKERATH Prüfkörpers nach erfolgtem Drei-Punkt- Biegeversuch (Beispiel: Wiron<sup>®</sup> 99)**

Nr.	Breite links	Breite rechts	Visuelle Beurteilung
1	0,50 mm	0,50 mm	Opaquer bis auf Randbereiche und vereinzelte Inseln vollständig gelöst; minimale Keramikschichtstärke auf Opaquerrandbereichen.
2	0,50 mm	0,50 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall.
3	0,45 mm	0,50 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall.
4	0,50 mm	0,50 mm	Im oberen Übergangsbereich weder Opaquer, noch Keramik; dafür am unteren Übergang beide Schichten vorhanden.
5	0,50 mm	0,45 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall.
6	0,50 mm	0,45 mm	Am oberen Randbereich dünne Opaquerschicht, im unteren Übergangsbereich Opaquer und Keramikanteile.
7	0,45 mm	0,45 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall.
8	0,50 mm	0,45 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall.
9	0,50 mm	0,50 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall; zusätzlich kleine Opaquerabsprengungen über die Fläche verteilt.
10	0,50 mm	0,50 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall; zusätzlich kleine Opaquerabsprengungen über die Fläche verteilt.
11	0,50 mm	0,50 mm	An den Randbezirken dünne Opaquer- und Keramikschicht, ansonsten blankes Metall; zusätzlich kleine Opaquerabsprengungen über die Fläche verteilt.
12	0,50 mm	0,50 mm	Blankes Metall; an den Übergängen Reste des Opaquers und eine dünne Keramikschicht.
			<b>Bemerkung:</b> Die Keramik ließ sich deutlich leichter vom Metallgerüst ablösen als bei Wirocer plus. Die Plättchen mussten nicht so stark gebogen werden, um eine Trennung zu erreichen.

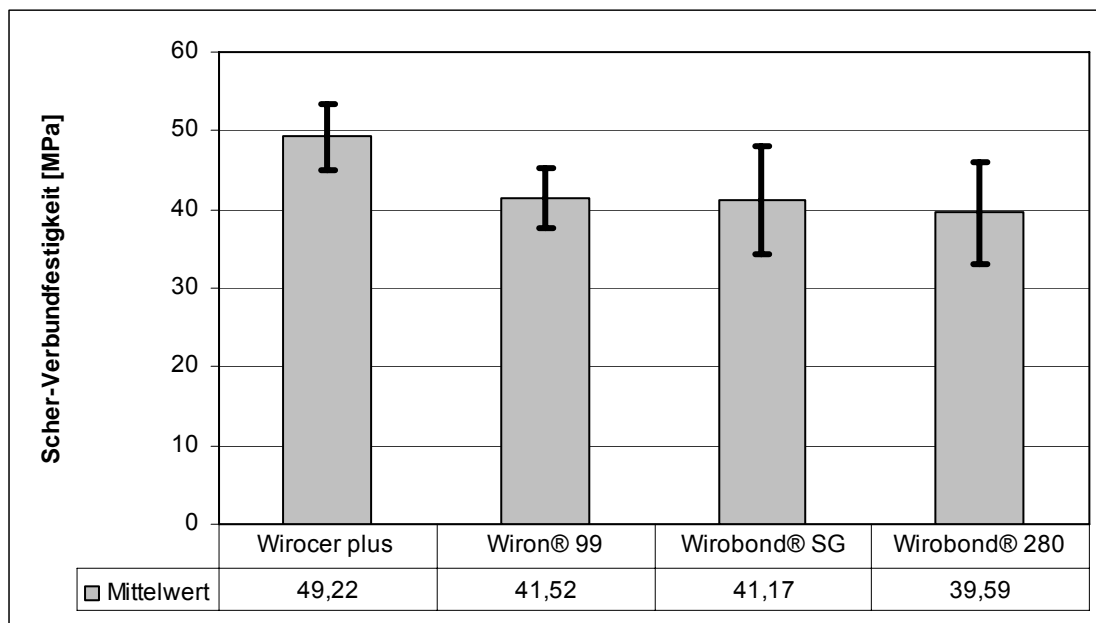
**Tabelle 20: Visuelle Begutachtung der SCHWICKERATH-Prüfkörper nach erfolgtem Drei-Punkt-Biegeversuch (Beispiel: Wiron® 99)**

Für jede Messreihe wird zunächst eine beschreibende Statistik angefertigt, die Bezug nimmt auf den Mittelwert, den Medianwert, die Standardabweichung, den Variationskoeffizienten, sowie den Minimal- und Maximalwert. Die zur Berechnung erforderlichen Einzelwerte können im Anhang eingesehen werden. Die vergleichende Statistik für den SCHWICKERATH-Versuch ist in Tabelle 21 zu finden.

#### 4.1.1 Nichtedelmetalllegierungen

Bei den edelmetallfreien Legierungen finden sich Mittelwerte zwischen 39,6 und 49,2 MPa. Den im Vergleich aller Legierungen höchsten Mittelwert erreicht die

Legierung Wirocer plus. Sie besitzt die signifikant höchste Verbundfestigkeit (Tabelle 21). Ihre Standardabweichung beträgt 4,3 MPa; der Variationskoeffizient 8,7 %. Deutlich niedrigere Werte erreichen die Legierungen Wiron® 99, Wirobond® SG und Wirobond® 280. Ihre Mittelwerte liegen bei 41,5 MPa, 41,2 MPa und 39,6 MPa. Der höchste Variationskoeffizient ist bei Wirobond® SG zu finden. Er beträgt 16,9 %; demnach liegen die ermittelten Minimal- und Maximalwerte zwischen 26,5 MPa und 54,2 MPa. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass alle hier getesteten Systeme die Anforderungen für ein klinisch sicheres und stabiles System von 25 MPa erfüllen [133]. Eine zusammenfassende Darstellung der Mittelwerte und dazugehörigen Standardabweichung bietet Abbildung 19.



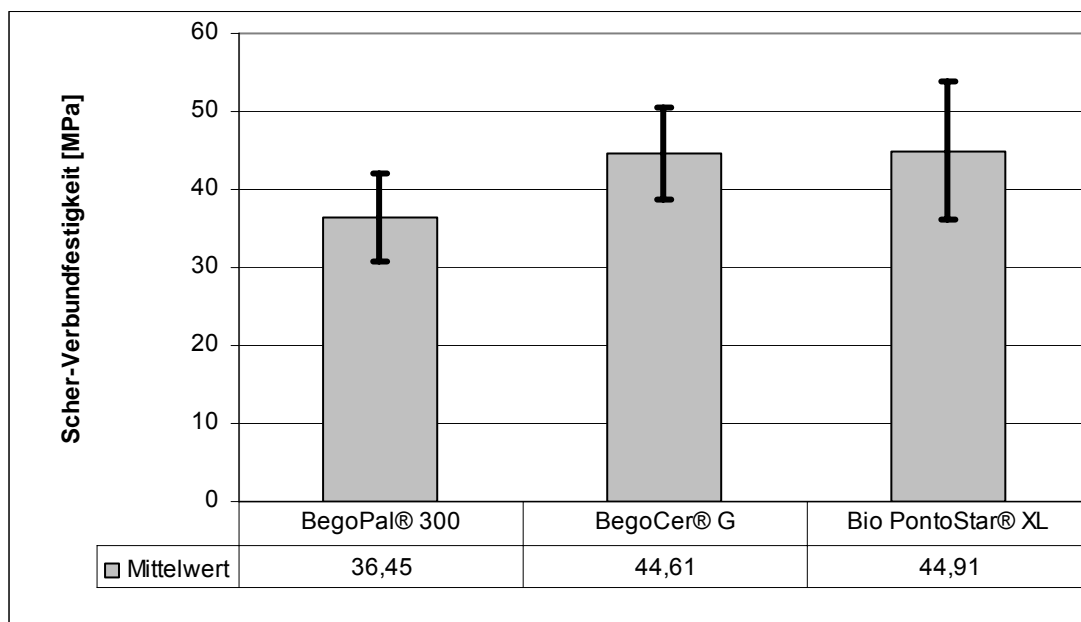
**Abb. 19: Mittelwerte und Standardabweichungen der untersuchten Nichtelegierungen des SCHWICKERATH-Versuchs**

#### 4.1.2 Edelmetalllegierungen

Die Mittelwerte der Edelmetalllegierungen befinden sich zwischen 36,4 und 44,9 MPa, wobei die hochgoldhaltige Legierung Bio Pontostar® XL den höchsten Wert erreicht. Die Standardabweichung ist hierbei 8,8 MPa, der Variationskoeffizient beträgt 19,7 %. Die goldreduzierte Legierung BegoCer® G erlangt ähnliche Werte.



Die Standardabweichung ist mit 5,9 MPa geringer als bei ihrem Vorgänger, demnach auch der Variationskoeffizient mit 5,9 %. Der Vertreter der Palladiumlegierungen erreicht in dieser Gruppe mit einem Mittelwert von 36,4 MPa das niedrigste Ergebnis. Dennoch ist der Minimalwert mit 25,5 MPa noch knapp im Bereich oberhalb der 25 MPa, die in der Literatur für ein klinisch erfolgreiches System gelten [111]. Mittelwerte und Standardabweichungen der Edelmetalllegierungen sind in Abbildung 20 zu finden.



**Abb. 20: Mittelwerte und Standardabweichungen der untersuchten Edelmetalllegierungen des SCHWICKERATH-Versuchs**

### 4.1.3 Vergleich Nichtedelmetall- mit Edelmetalllegierungen

Der beschreibenden Statistik schließt sich nun die vergleichende Statistik an. Zunächst muss man sich die Frage stellen, ob und wie sich die einzelnen gefundenen Ergebnisse miteinander vergleichen lassen. Hierbei ist es wichtig, zu untersuchen, ob eine Normalverteilung oder eine Nicht-Normalverteilung vorliegt. Der Quotient aus Mittelwert und Medianwert gilt als Anhaltspunkt welche Art der Verteilung vorliegt: Befinden sich die Ergebnisse zwischen 0,95 und 1,05, so lässt sich von einer Normalverteilung ausgehen. In diesem Fall liegt eine Normalverteilung

vor, da sich alle Quotienten zwischen 0,96 und 1,02 befinden. Folglich können die Ergebnisse mit Hilfe des STUDENT T-TESTS miteinander verglichen werden [106].

Wirocer plus unterscheidet sich signifikant von den Ergebnissen von Wiron<sup>®</sup> 99, Wirobond<sup>®</sup> SG, Wirobond<sup>®</sup> 280 und BegoPal<sup>®</sup> 300. Des Weiteren lässt sich ein signifikanter Unterschied zwischen BegoPal<sup>®</sup> 300 und BegoCer<sup>®</sup> G, sowie zwischen BegoPal<sup>®</sup> 300 und Bio PontoStar<sup>®</sup> XL erkennen. Bei allen übrigen Kombinationen sind keinerlei Signifikanzen feststellbar. Das Signifikanzniveau liegt bei 5 %, demnach beträgt  $p = 0,05$  (Tabelle 21).

	Wirocer plus	Wiron <sup>®</sup> 99	Wirobond <sup>®</sup> SG	Wirobond <sup>®</sup> 280	BegoPal <sup>®</sup> 300	BegoCer <sup>®</sup> G	Bio Ponto-Star <sup>®</sup> XL
Wirocer plus		0,0014	0,0002	0,0019	0,0000	0,0612	0,1280
Wiron <sup>®</sup> 99	*		0,8826	0,3353	0,0542	0,1883	0,2794
Wirobond <sup>®</sup> SG	*	n. s.		0,6552	0,0528	0,2777	0,3130
Wirobond <sup>®</sup> 280	*	n. s.	n. s.		0,1989	0,0666	0,0592
BegoPal <sup>®</sup> 300	*	n. s.	n. s.	n. s.		0,0067	0,0032
BegoCer <sup>®</sup> G	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	*		0,9183
Bio Ponto-Star <sup>®</sup> XL	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.	*	n. s.	

$p = 0,05$  \* = signifikanter Unterschied

**Tabelle 21: Kreuztabelle zum T-TEST nach STUDENT des SCHWICKERATH-Versuchs**

## 4.2 Ergebnisse des VOSS-Versuchs

Die Aufzeichnung des Versuchsergebnisses erfolgte in dem Moment, in dem es zum Bruch der Keramikverblendung kam. Der Kraftmesser verzeichnete einen deutlichen Einbruch der Kraft, was auf den Eintritt des Versuchserfolgs hindeutete. Nach vorsichtigem Abnehmen der Kronen vom Masteraufnehmer erfolgte die visuelle Begutachtung der zerstörten Kronen. Dabei konnten die unterschiedlichsten

Bruchmuster beobachtet werden – von minimalen Rissen in der Keramik bis zum großflächigen Verlust der Verblendung. Dennoch lag in den meisten Fällen ein ähnliches Aussehen der Prüfkörper nach erfolgter Testung vor: Im inzisalen Bereich beginnend zogen sich Sprünge bis in den zervikalen Bereich; die Keramik war im oberen Drittel zumeist abgeplatzt, so dass das Metallgerüst entblößt war. Zudem wies die Labialfläche der Krone ebenfalls Risse auf (Abb. 21), (Tabelle 22).



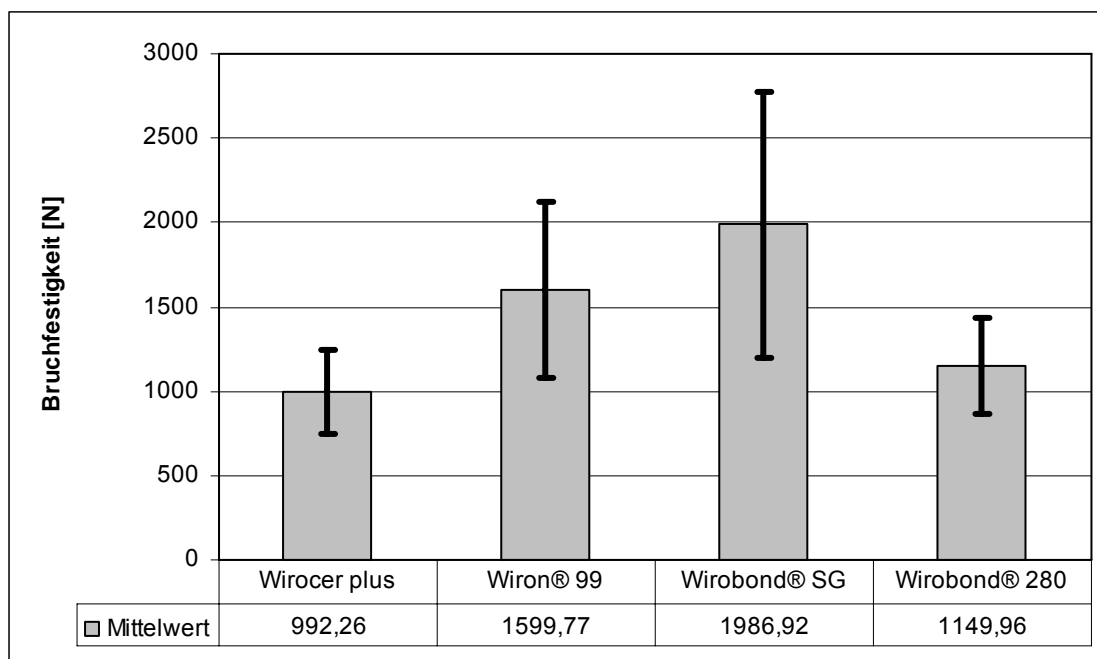
**Abb. 21: Visuelle Begutachtung einer Krone nach erfolgtem VOSS-Versuch (Beispiel: BegoPal® 300)**

Nr.	Visuelle Begutachtung
1	Scherbenförmige Absprengungen auf Inzisal- und Vestibulärfläche; Oxidschicht noch auf dem Gerüst.
2	Lediglich leichte Abplatzungen, Oxidschicht noch vorhanden; Opaquer nicht mehr.
3	Scherbenförmige Absprengungen auf Inzisal- und Vestibulärfläche; Oxidschicht noch auf dem Gerüst.
4	Gesamte Inzisalkante weggebrochen; Rissbildung palatinal.
5	Lediglich leichte Abplatzungen, Oxidschicht noch vorhanden; Opaquer nicht mehr.
6	Sehr starke Zerstörung fast der gesamten Vestibulärfläche mit unregelmäßig abgeplatzter Oxidschicht
7	Lediglich leichte Abplatzungen; Rissbildung nach vestibulär und palatinal.
8	Scherbenförmige Absprengungen auf Inzisal- und Vestibulärfläche; Sprung zieht sich nach palatinal.
9	Scherbenförmige Absprengungen auf Inzisal- und Vestibulärfläche; Oxidschicht noch auf dem Gerüst.
10	Lediglich leichte Abplatzungen, Oxidschicht noch vorhanden; Opaquer nicht mehr.
11	Minimaler Verlust an Keramik, allerdings mit Opaquer einhergehend; zudem kleine Sprünge.
12	Verlust fast der gesamten Inzisalkante bis nach vestibulär; Opaquer ebenfalls verloren gegangen.

**Tabelle 22: Visuelle Begutachtung der Kronen nach erfolgtem VOSS-Versuch (Beispiel: BegoPal® 300)**

## 4.2.1 Nichtedelmetalllegierungen

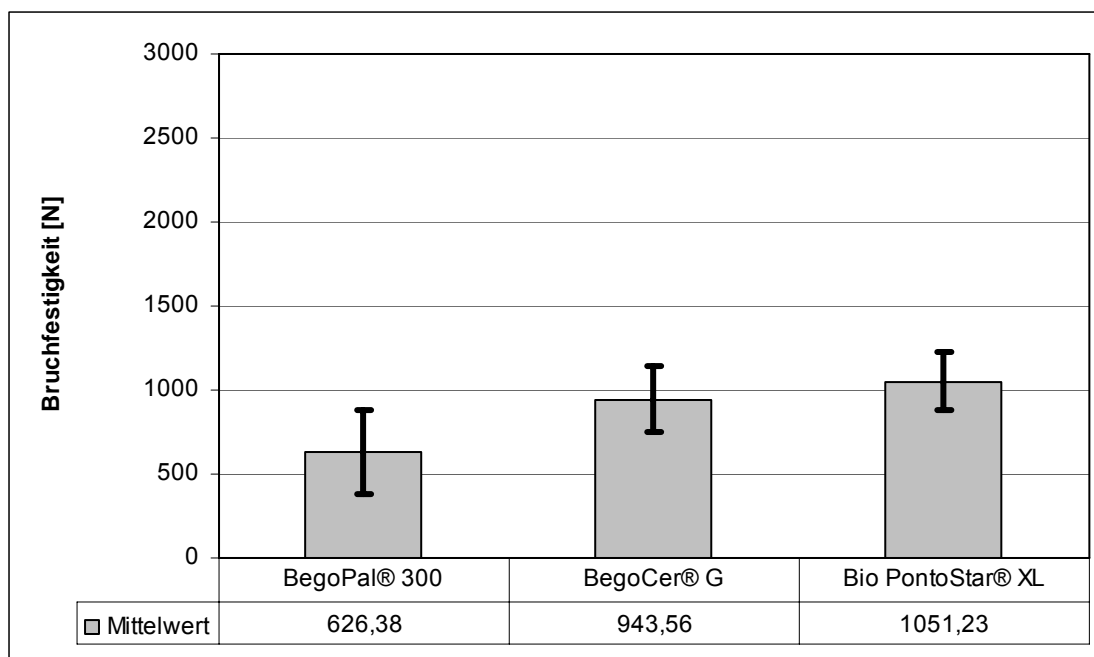
Die Mittelwerte der edelmetallfreien Legierungen liegen mit 992 N an der unteren und mit 1987 N an der oberen Schwelle, wobei diese bei der Legierung Wirobond® SG zu finden ist. Die Variationsbreite der Medianwerte untereinander und der Medianwerte in Bezug auf die dazu gehörigen Mittelwerte ist beim VOSS-Versuch deutlich über der Variationsbreite des SCHWICKERATH-Versuchs anzusiedeln. Hierbei liegen die Standardabweichungen in einem Bereich zwischen 251 und 784 N, was einen Variationskoeffizienten von 25 – 39 % zur Folge hat. Der höchste Maximalwert ist bei der Legierung Wirobond® SG zu finden; den niedrigsten Minimalwert weist Wirocer plus auf. Obwohl bei dreien der Legierungen der Quotient aus Mittelwert und Medianwert oberhalb von 1,05 liegt, wird dennoch im Folgenden aus Gründen der Übersichtlichkeit die Darstellung mittels Balkendiagramm gewählt (Abb. 22).



**Abb. 22: Mittelwerte und Standardabweichungen der untersuchten Nichtedelmetalllegierungen des VOSS-Versuchs**

## 4.2.2 Edelmetalllegierungen

Die Mittelwerte der Nichtedelmetalllegierungen befinden sich in einem Bereich zwischen 626 und 1051 N erzielt wurden. Den höchsten Mittelwert erreichte die Legierung Bio PontoStar® XL. Betrachtet man diese Werte, lässt sich auf einen Blick feststellen, dass sie deutlich unterhalb der Werte der Nichtedelmetalle liegen. Mittelwert und Medianwert unterscheiden sich im Vergleich zu ihnen allerdings nicht eklatant voneinander. Die Standardabweichung befindet sich im Bereich von 176 – 250 N. Der Variationskoeffizient liegt bei 17 – 40 %. Den kleinsten Minimalwert weist die Legierung BegoPal® 300 mit 324 N auf; den größten Maximalwert die Legierung Bio PontoStar® XL mit 1382 N. Auch in diesem Fall wurde aus Gründen der besseren Vergleichbarkeit die Darstellung mittels Balkendiagramm gewählt (Abb. 23).



**Abb. 23: Mittelwerte und Standardabweichungen der untersuchten Edelmetalllegierungen des VOSS-Versuchs**

### 4.2.3 Vergleich Nichtedelmetall- mit Edelmetallegierungen

Wie im oberen Abschnitt bereits beschrieben handelt es sich beim VOSS-Versuch nicht um eine Normalverteilung der Werte. Daher darf man zum Vergleich der Legierungen untereinander nicht den STUDENT T-TEST verwenden. Vielmehr findet die Auswertung mit Hilfe des U-TESTS nach MANN-WHITNEY Anwendung. Auch hier wird das Signifikanzniveau mit  $p = 0,05$  festgelegt. Die Auswertung belegt, dass eine Signifikanz beim VOSS-Versuch in einem Verhältnis von 2 : 1 vorliegt, was deutlich oberhalb der Werte des SCHWICKERATH-Versuchs liegt. Bei jeder Legierung findet sich mindestens ein signifikanter Unterschied zu einer anderen Legierung. Die Legierung BegoPal<sup>®</sup> 300 zeigt zu allen Legierungen signifikante Unterschiede (Tabelle 23).

	Wirocer plus	Wiron <sup>®</sup> 99	Wirobond <sup>®</sup> SG	Wirobond <sup>®</sup> 280	BegoPal <sup>®</sup> 300	BegoCer <sup>®</sup> G	Bio Ponto-Star <sup>®</sup> XL
Wirocer plus		0,0014	0,0005	0,1939	0,0102	0,7950	0,3708
Wiron <sup>®</sup> 99	*		0,2366	0,0141	0,0000	0,0006	0,0024
Wirobond <sup>®</sup> SG	*	n. s.		0,0043	0,0000	0,0003	0,0007
Wirobond <sup>®</sup> 280	n. s.	*	*		0,0002	0,0606	0,5834
BegoPal <sup>®</sup> 300	*	*	*	*		0,0061	0,0009
BegoCer <sup>®</sup> G	n. s.	*	*	n. s.	*		0,1749
Bio Ponto-Star <sup>®</sup> XL	n. s.	*	*	n. s.	*	n. s.	

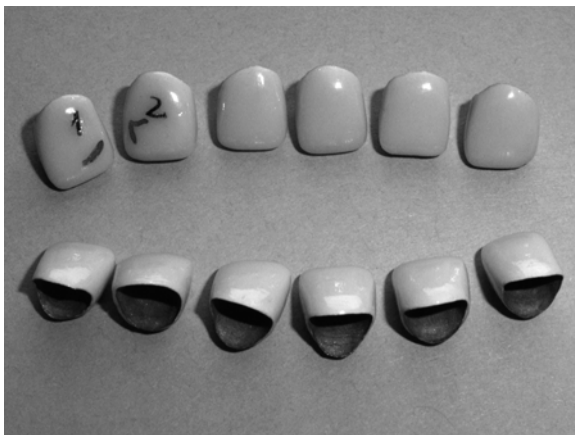
$p = 0,05$  \* = signifikant

Tabelle 23: Kreuztabelle zum U-TEST nach MANN-WHITNEY des VOSS-Versuchs

### 4.3 Ergebnisse des Abschrecktests

Nach jedem durchlaufenen Erwärm- und Abschreckzyklus wurden die Kronen einer visuellen Begutachtung unter dem Mikroskop unterzogen, bevor das System um

weitere 15 °C erhitzt wurde. Hierbei fiel auf, dass die Bereiche, in denen eine Schädigung auftrat, nicht einheitlich waren. Es gab Sprünge sowohl am Kronenrand (mesial und bukkal), auf der Labial- als auch auf der Palatinalfläche. Die Sprünge betrafen allerdings immer nur einen geringen Teil der Keramik; es lag in allen Fällen lediglich ein kohäsiver Bruch vor. Sprünge, zu denen es im Laufe des Abschrecktests kam, wurden in einer Zeichnung festgehalten – ebenso Sprünge, zu denen es nach eintägiger Lagerung bei Raumtemperatur kam. Zudem wurden die betroffenen Stellen in einer Tabelle zusätzlich verbal beschrieben (Abb. 24), (Tabelle 24).



**Abb. 24: Visuelle Begutachtung der Kronen nach erfolgtem Abschrecktest (Beispiel: BegoCer® G)**

Temperatur	Kronen	Sprünge	Visuelle Begutachtung
105 °C	12 i. O.	0	Alle Kronen intakt.
120 °C	12 i. O.	0	Alle Kronen intakt.
135 °C	12 i. O.	0	Alle Kronen intakt.
150 °C	12 i. O.	0	Alle Kronen intakt.
165 °C	12 i. O.	0	Alle Kronen intakt.
<b>Spätsprünge</b>	10 i. O.	2	Sprung an distovestibulärer Fläche im inzisalen Bereich parallel zur Inzisalkante.
			Sprung an mesiobukkaler Fläche im inzisalen Bereich senkrecht zur Inzisalfläche.

**Tabelle 24: Visuelle Begutachtung der Kronen nach erfolgtem Abschrecktest (Beispiel: BegoCer® G)**

Auf einen statistischen Vergleich wurde auf Grund der Versuchsergebnisse verzichtet. Lediglich die Kriterien „bestanden“ und „nicht bestanden“ waren für die Auswertung von Relevanz. Laut interner Vorgabe der VITA Zahnfabrik gilt der Test als bestanden, wenn bei Versuchsende nach fünf durchlaufenen Temperaturzyklen von zehn Prüfkörpern noch acht intakt sind [147].

### 4.3.1 Nichtedelmetalllegierungen

Bei beiden Kobalt-Chrom-Legierungen konnte kein Defekt im Laufe des Versuchs festgestellt werden. Auch Spätsprünge traten nicht auf. Im Vergleich dazu wiesen die Prüfkörper der Nickel-Chrom-Legierungen mehrere Risse auf. Eine Krone, die mit Wirocer plus angefertigt wurde, erlitt bei der Temperaturstufe von 165 °C einen Sprung sowohl im Bereich der vestibulären als auch der palatinalen Inzisalkante. An einer anderen Krone konnte am folgenden Tag ein Spätsprung bemerkt werden. Von zwölf Kronen der Legierung Wiron® 99 versagten zwei auf der Temperaturstufe von 150 °C; eine weitere bei 165 °C (Abb. 25). Spätsprünge konnten nicht entdeckt werden. Entsprechend der festgelegten Kriterien haben alle vier Legierungen den Abschrecktest bestanden.

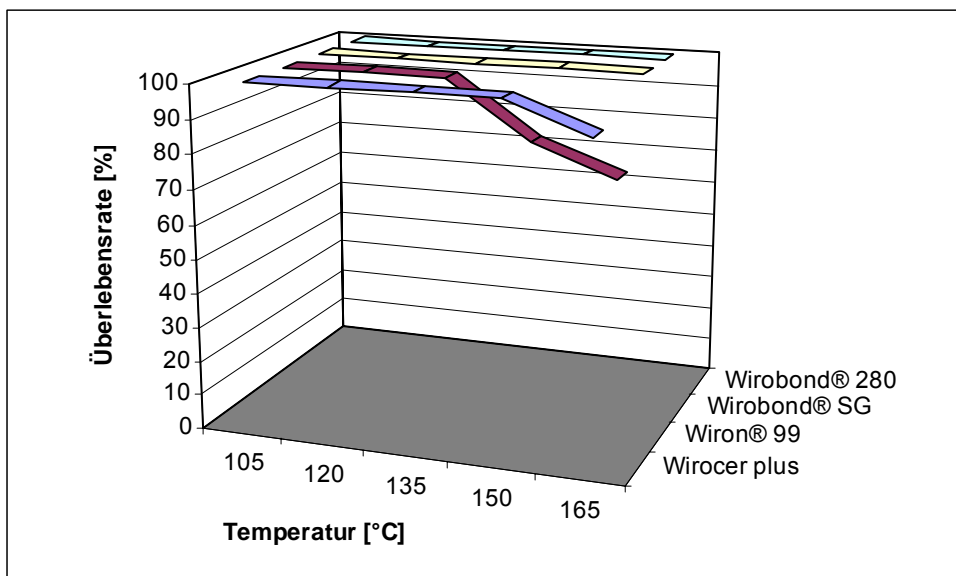


Abb. 25: Überlebensraten der untersuchten Nichtedelmetalllegierungen des Abschrecktests



### 4.3.2 Edelmetalllegierungen

Die Kronen aus den Edelmetalllegierungen bestanden ebenfalls allesamt den Abschrecktest, jedoch ohne dass eine einzige einen Defekt aufwies. Bei den Kronen aus Bio Pontostar® XL konnte des Weiteren kein Spätsprung festgestellt werden. Jeweils zwei Spätsprünge zeigten die Kronen aus BegoPal® 300 (Sprungbildung im mesiolateralen Kronenrandbereich; Sprungbildung an distovestibulärer Inzisalkante) und BegoCer® G (Sprung an distovestibulärer Fläche im inzisalen Bereich parallel zur Inzisalkante; Sprung an mesiobukkaler Fläche im inzisalen Bereich senkrecht zur Inzisalfläche). Es resultierte folglich eine 100 %-ige Überlebensrate aller Prüfkörper aus Edelmetalllegierungen (Abb. 26).

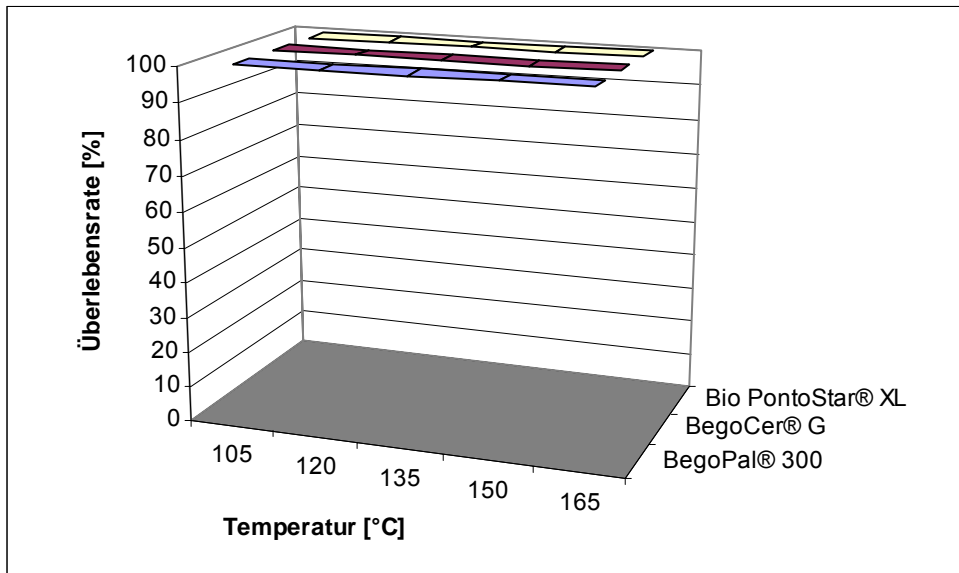


Abb. 26: Überlebensraten der untersuchten Nichtedelmetalllegierungen des Abschrecktests

### **4.3.3 Vergleich Nichtedelmetall- mit Edelmetalllegierungen**

Alle untersuchten Legierungen bestanden entsprechend der festgelegten Kriterien den Abschrecktest. Es lässt sich lediglich eine Tendenz dahingehend feststellen, dass die Versuchskörper, die aus den Edelmetalllegierungen hergestellt wurden, eine höhere Überlebensrate während der Versuche aufwiesen als die Nichtedelmetalle (EM-Legierungen: 100 %; NEM-Legierungen: 91,7 %). Bezogen auf die Gesamtüberlebensrate liegen die Edelmetalle allerdings knapp hinter den Nichtedelmetallen, da bei ihnen häufiger Spätsprünge auftraten (EM-Legierungen: 88,9 %; NEM-Legierungen: 89,6 %).

### **4.4 Vergleiche der Prüfmethoden untereinander**

Von Interesse ist die Frage, ob eine Korrelation der einzelnen Prüfmethoden untereinander existiert. Lässt sich also sagen, dass gute Testergebnisse eines Materials im SCHWICKERATH-Versuch ebensolche im Rahmen des VOSS-Versuchs oder Abschrecktests erwarten lassen? Diese Frage lässt sich mit Hilfe der Regressionsanalyse beantworten. Mit ihr können alle Versuche miteinander verglichen werden. Dabei kann  $R^2$  Werte zwischen 0 und 1 annehmen. Geht der Wert gegen 0 liegt keine Korrelation vor; bei einem Wert von 1 hingegen besteht volle Korrelation.

#### 4.4.1 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Nichtedelmetalllegierungen

Vergleicht man den SCHWICKERATH-Versuch mit dem VOSS-Versuch bei Nichtedelmetallen, so ergibt sich für  $R^2 = 0,271$ . Man kann hierbei von einer leichten Tendenz sprechen. Erreicht ein Metall demnach beim VOSS-Versuch hohe Werte, so schneidet es beim SCHWICKERATH-Versuch tendenziell niedriger ab, was durch das Abfallen der Gerade augenscheinlich wird (Abb. 27).

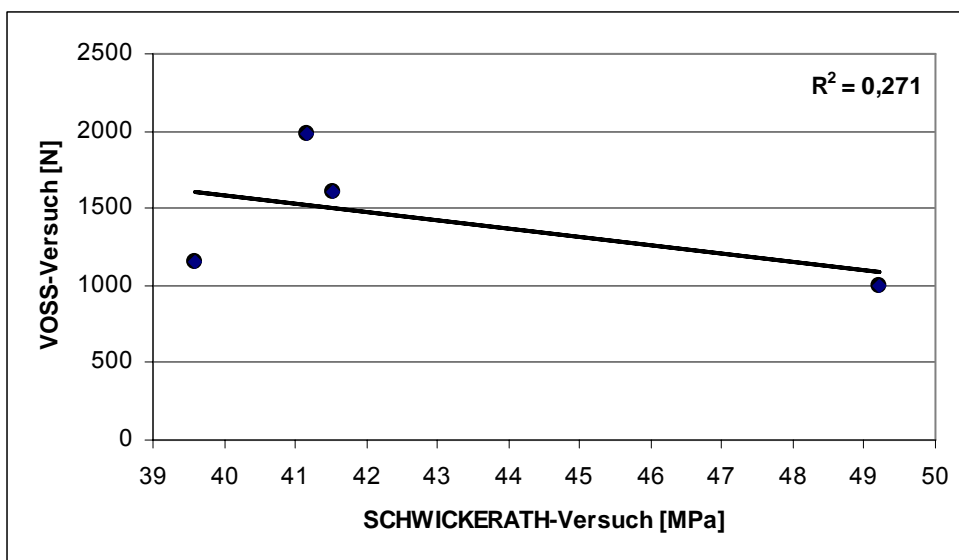


Abb. 27: Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Nichtedelmetalllegierungen

#### 4.4.2 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Edelmetalllegierungen

Führt man die Regressionsanalyse zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch durch, ergibt sich für  $R^2 = 0,9552$ . Dieser Wert steht für eine klare Korrelation zwischen den beiden Verfahren. Folglich spricht ein gutes Abschneiden im SCHWICKERATH-Versuch für hohe Werte im VOSS-Versuch. Diese Auswertung muss allerdings mit Vorsicht genossen werden, da sie lediglich über drei Legierungen gebildet wurde (Abb. 28).

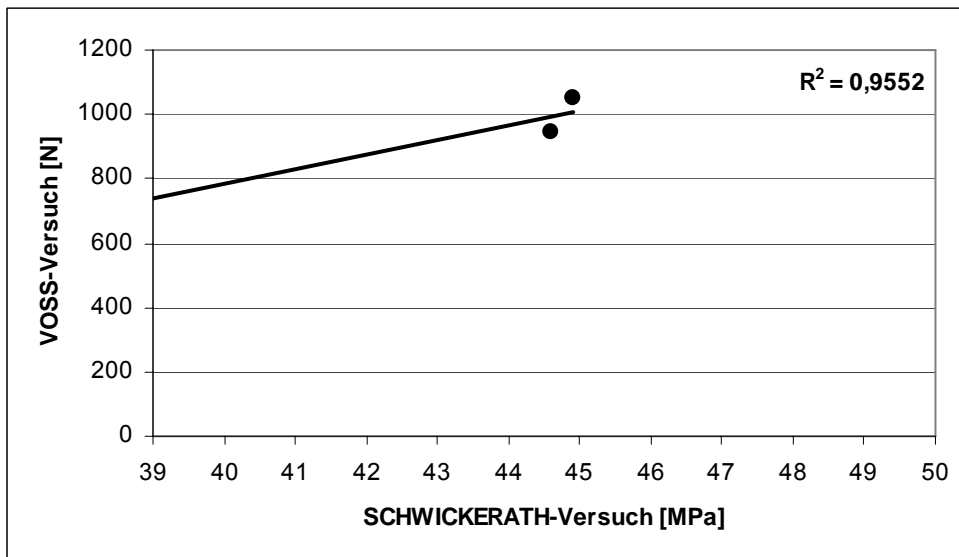


Abb. 28: Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Edelmetalllegierungen

#### 4.4.3 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei allen Legierungen

Aussagekräftiger ist es daher sicherlich, die Korrelation der Nichtelegmetalle und Edelmetalle in ihrer Gesamtheit zu ermitteln. Es kann festgestellt werden, dass in Bezug auf das Gesamtergebnis keinerlei Korrelation vorliegt. Die Werte liegen annähernd auf einer horizontal verlaufenden Geraden (Abb. 29).

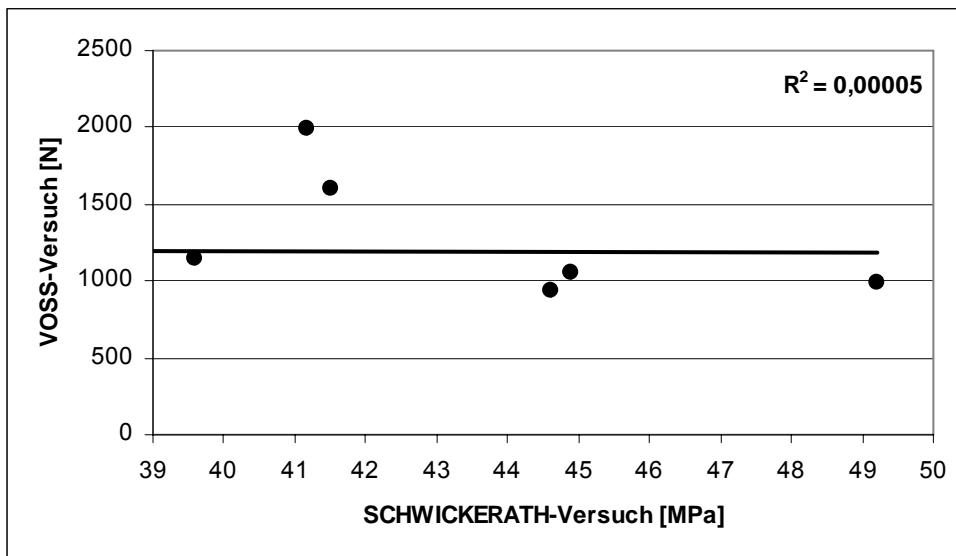


Abb. 29: Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei allen Legierungen

#### 4.4.4 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und Abschrecktest

Die Durchführung der Regressionsanalyse ergibt  $R^2 = 0,0185$ . Dementsprechend kann von keinerlei Korrelation gesprochen werden. Die Werte liegen hier ebenfalls annähernd auf einer horizontal verlaufenden Geraden (Abb. 30).

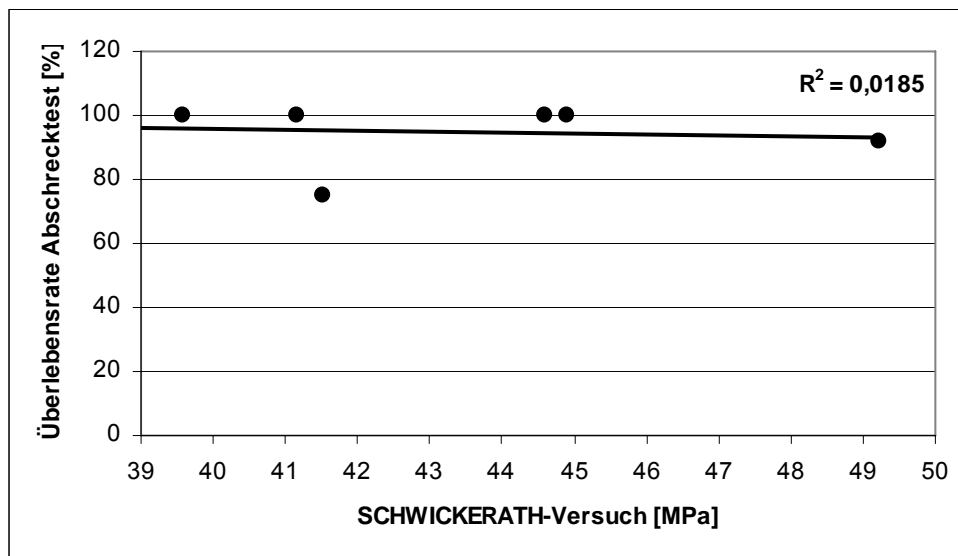


Abb. 30: Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und Abschrecktest

#### 4.4.5 Korrelation zwischen VOSS-Versuch und Abschrecktest

Betrachtet man die Korrelation dieser Paarung, so ergibt sich ein ähnliches Bild. Die Aussage, dass ein Material, welches im VOSS-Versuch hohe Werte erreicht, auch im Abschrecktest besteht, ist nicht zulässig. In dieser Auswertung nimmt  $R^2 = 0,1087$  an; folglich liegt keine Korrelation vor (Abb. 31).

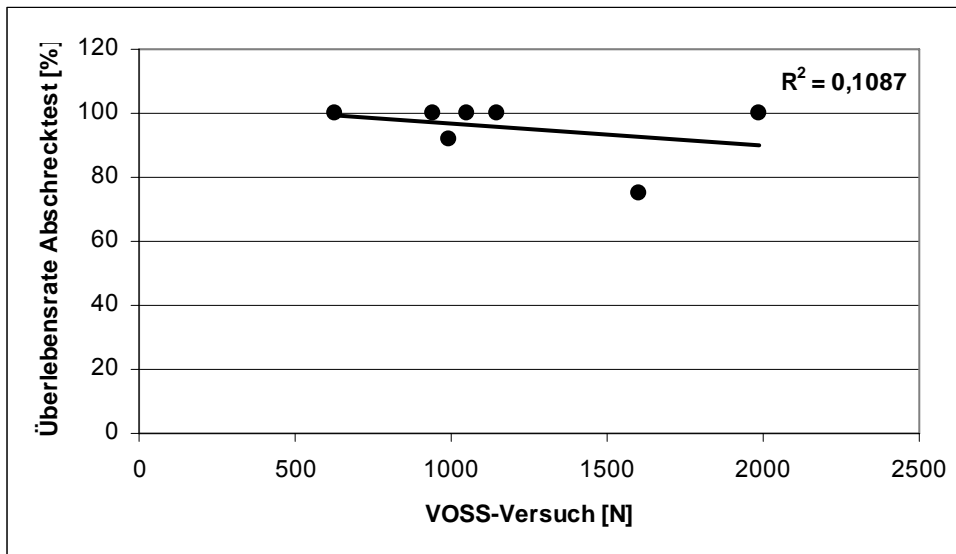


Abb. 31: Korrelation zwischen VOSS-Versuch und Abschrecktest

## **5 Diskussion**

Testergebnisse können beeinflusst werden durch die Herstellung der Prüfkörper, aber auch durch eine fehlerhafte Versuchsanordnung. Im Folgenden gilt es zu diskutieren, welche Nachlässigkeiten bei der Fertigung der Prüfkörper auf der einen, und welche Fehler bei der Anordnung der Versuche auf der anderen Seite für Testmängel verantwortlich sein können.

### **5.1 Diskussion des Messfehlers**

#### **5.1.1 Herstellung der Prüfkörper**

##### **5.1.1.1 SCHWICKERATH-Versuch**

Die Metallgerüste wurden aus vorgefertigten Kunststoffplättchen aus Polyamid mit definierter, maschinell erzeugter Geometrie hergestellt. So wurde gewährleistet, dass alle Plättchen die gleichen Ausmaße hatten. Nach dem Guss wurden die Stärken der Prüfkörper jeweils am rechten und linken äußeren Ende kontrolliert. Plättchen mit Stärken zwischen 0,45 und 0,55 mm entsprachen den Anforderungen, da in die Auswertung der Koeffizient  $k$  mit einfließt, der die Schichtstärke, aber auch den Elastizitätsmodul der Legierung berücksichtigt [27]. Plättchen, die die geforderten Maße nicht aufwiesen, wurden aussortiert. Da die Schichtstärke in der dritten Potenz in das Versuchsergebnis einfließt, kommt dem Koeffizienten  $k$  eine wichtige Bedeutung zu. Es wird bewusst für  $k$  immer der gleiche Wert zur Auswertung herangezogen. Zugrunde gelegt wird der Wert bei einer Schichtstärke von 0,5 mm. Mögliche Ablesefehler im Diagramm würden eine Differenz von  $\pm 5$  MPa zur Folge haben, so dass sich eine hier gewählte Vereinfachung nur gering auswirkt.

Vor dem Einbetten musste darauf geachtet werden, dass nach dem Abziehen der beidseitigen Schutzfolie von den Polyamidplättchen jene nicht mehr berührt werden durften. So sollten Verunreinigungen mit Fett oder anderen Partikeln verhindert werden, da diese sich negativ auf das Fließverhalten der Metallschmelze ausgewirkt hätten. Des Weiteren musste auf ein sauberes Einfüllen der Einbettmasse geachtet



werden, um positive Gussblasen zu verhindern. Diese hätten zwar die Qualität der Plättchen nicht gemindert, waren jedoch unerwünscht, da sie Probleme bei der Ausarbeitung hätten bereiten können. Die Wahl der richtigen Einbettmasse schloss sich nun an. Es musste auf eine korrespondierende Abstimmung von thermischer Expansion der Einbettmasse und Kontraktion der Metallschmelze nach dem Guss geachtet werden.

Der Guss wurde mit einer elektrischen Motorschleuder Motorcast (Firma DEGUSSA) vorgenommen, das Metall mittels Sauerstoff-Propangas-Gemisch durch die offene Flamme geschmolzen. Auf diese Weise wurde der Gusszeitpunkt bei jeder Muffel individuell durch die verarbeitende Person bestimmt und unterlag geringen Schwankungen. So konnte beispielsweise ein minimales Überhitzen der Schmelze nicht ausgeschlossen werden. Eine Überhitzung hat eine vermehrte Oxidbildung zur Folge. Durch vermehrte Oxidbildung resultiert eine Veränderung des Gefüges dahingehend, dass Grobkörnigkeit der Legierung oder Gaseinschlüsse durch beispielsweise Kohlenstoffaufnahme auftreten. Beides führt zu einer Veränderung der physikalischen Eigenschaften, so dass Poren, Risse oder Lunker entstehen können, die eine Sollbruchstelle des Gefüges darstellen.

Zudem wurde darauf geachtet, dass kein Altmetall vergossen wurde – zu viele bereits oxidierte Bestandteile hätten sich ebenfalls negativ auf das Gefüge auswirken können. Auch wurde ein moderates Abkühlen der Muffeln nach dem Guss bei Raumtemperatur gemäß der Arbeitsanweisung [6] sichergestellt. Ein „Abschrecken“ sollte in jedem Fall verhindert werden, da der Selbsthärtungsprozess einer Legierung in hohem Maß von der Abkühlgeschwindigkeit abhängt und durch Abschrecken negativ beeinträchtigt wird [138].

Die Ausarbeitung der Rohgerüste fand mit einer Hartmetallfräse statt – für jede Legierung eine andere, um Verunreinigungen durch zurückgebliebene Späne auszuschließen. Auf eine saubere Verarbeitung kam es auch beim Abdampfen an. Schleifspäne und Fettreste wurden entfernt, um keine Minderung des Verbundes durch Rückstände zu riskieren. Beim Abstrahlen ist die Art des verwendeten Strahlmittels, Strahldauer, Strahldruck und der Winkel, mit dem das Strahlgut auf die Legierungsoberfläche auftrifft, von entscheidender Bedeutung für die daraus resultierende Benetzbarkeit der Oberfläche [143]. Dementsprechend wurden alle

Gerüste annähernd gleich lange mit dem gleichen Strahlgerät (Protempomatic<sup>®</sup>, Firma BEGO) behandelt. Durch eine zu lange Behandlung entstehen zu tiefe Riefen auf dem Gerüst, was sich ebenfalls negativ auf die Benetzbarkeit und den resultierenden Verbund auswirken würde [38, 40].

Die Dimension des Metallgerüsts nimmt linearen Einfluss auf die Ergebnisse des SCHWICKERATH-Versuchs. Dieser Einfluss hat zur Folge, dass eine Verdopplung der Prüfkörperbreite eine Verdopplung der aufzuwendenden Bruchkraft nach sich zieht, weil die Dicke des Metalls in der dritten Potenz in das Ergebnis mit einfließt [63]. Daher war eine genaue Kontrolle der Dimension unerlässlich.

Beim dann folgenden Wash-Brand kam es darauf an, dass die Oberfläche vollständig benetzt wurde. Erst der zweite Opaquer-Auftrag sollte zur optischen Abdeckung des Gerüsts dienen. Der Wash-Brand war der für den Haftverbund entscheidende Brand. Der SCHWICKERATH-Versuch befasst sich vornehmlich mit der Untersuchung des Verbunds zwischen Metall und Keramik, welcher sich in genau dieser beschriebenen Schicht abspielt. Da die Prüfkörper während der Schichtung nicht mehr berührt werden durften, erfolgte die Kontrolle der Opaquer-Aufträge visuell.

Der Verarbeitung der Keramik kam im weiteren Herstellungsprozess eine eher untergeordnete Rolle zu. Durch die SCHWICKERATH-Schablone war die Form der zu schichtenden Keramikstärke vorgegeben. Es wurde auf Sauberkeit während der Verarbeitung geachtet, überschüssige Flüssigkeit durch Zellstoff aufgesaugt, geschrumpfte Stellen manuell mit einer zweiten Korrekturschichtung und entsprechendem Brand ausgeglichen und die Keramik laut Herstellerangaben nachbearbeitet. Da das Hauptaugenmerk der Testung den Verbund zwischen Metall und Keramik darstellt, war die Verblendung zwar wichtig, allerdings für das Versuchsergebnis nicht die entscheidende Komponente.

### 5.1.1.2 VOSS-Versuch

Zur Fehlerminimierung wurden die herzustellenden Frontzahnkronen dergestalt vereinfacht, dass sie lediglich mit Dentin geschichtet wurden und ihre Form der Minimalisierung auf das Wesentliche entsprach. Dennoch durchliefen sie im Zuge ihres Fertigungsprozesses den typischen Ablauf einer Kronenherstellung wie im täglichen Laboralltag. Folglich waren sie auch den dort typischen Fehlerquellen ausgesetzt.

Das Anstiften und Einbetten erfolgte analog der oben dargestellten Prozedur des SCHWICKERATH-Versuchs. Ebenso waren die dort genannten Maßregeln bei Durchführung des Gusses zu beachten, wie beispielsweise das Nicht-Überhitzen der Metallschmelze und ein moderates Abkühlen bei Raumtemperatur.

Nach dem Gießen wurden die Käppchen zunächst auf die Masteraufnehmer aufgepasst, Positivbläschen entfernt und die Kronenränder auf ausreichende Länge kontrolliert. Für einen gleichmäßigen Sitz der Käppchen zirkulär wurde die Innenpassung mit Okklusionsspray kontrolliert. Die Käppchen wurden mit einem Tasterzirkel ausgemessen und gegebenenfalls auf die gewünschte Schichtstärke reduziert, um überall eine annähernd gleiche Gerüststärke zu gewährleisten. Es resultierten Gerüststärken bei den NEM-Legierungen von 0,3 mm, bei den EM-Legierungen von 0,4 mm, wie sie der Hersteller empfiehlt [6]. Ein Nicht-Beachten dieser Forderung hätte zur Folge gehabt, dass zu dicke Metallbereiche mit einer zu geringen Schicht Keramik abgedeckt worden wären. Zu dünne Gerüste hätten eine zu dicke Keramikschicht ergeben. Beides führt zu einer Verfälschung der Versuchsergebnisse. Ein Vergleich derart fehlerhaft hergestellter Prüfkörper untereinander wäre unzulässig und würde zu falschen Schlussfolgerungen führen.

Die Verblendung erfolgte zunächst durch den Auftrag einer ersten Opaquer-Schicht, dem Wash-Brand, anschließend einer zweiten Opaquer-Schicht. Da diese Schichten während der Fertigung nicht berührt werden durften, um Verunreinigungen vorzubeugen, geschah die Kontrolle visuell. Allerdings wurde beim Anmischen des Opaquers auf gleich bleibende Konsistenz geachtet. Nun wurde das Gerüst mit dem ersten Auftrag Dentin-Masse geschichtet, die überdimensionierter als das gewünschte Ergebnis modelliert wurde, um den beim folgenden Brand erwarteten

Schwund auszugleichen. Eine weitere Schichtung schloss sich an. Wären nach dieser zweiten Schicht noch immer nachzuarbeitende Stellen verblieben, hätte noch eine dritte Schicht aufgetragen werden müssen. Problematisch hieran ist jedoch, dass, je mehr Brände ein Werkstück erfährt, auch die Leucitbildung steigt, was den Wärmeausdehnungskoeffizienten der Keramik negativ beeinflusst, indem er diesen erhöht. Übermäßige Brände wirken sich zudem nachteilig auf Farbe und Transparenz aus [12].

Abschließend erfolgte ein Glanzbrand. Bei allen Bränden musste auf ein moderates Abkühlen geachtet werden. Es ist von enormer Wichtigkeit, auf die richtige Abstimmung der Wärmeausdehnungskoeffizienten von Metall und Keramik zu achten. Liegen diese zu weit auseinander, entstehen Sprünge und Spannungen. Allerdings ist eine gewisse Differenz von Nöten, da durch sie eine für den Verbund entscheidende Druckspannung der Keramik an der Verbundzone resultiert.

Des Weiteren kommt der Schichtstärke der Keramik eine große Bedeutung zu. Sowohl eine zu geringe, als auch eine überdimensionierte Schichtstärke bewirken unkontrollierbare und auf den ersten Blick nicht erkennbare Schrumpfungen und Spannungen innerhalb des Gefüges.

Der VOSS-Versuch untersucht das Metall-Keramik-System an sich; geometrische Faktoren, Kraftangriff, aber auch Fehler im Herstellungsprozess beeinflussen das Versuchsergebnis. Es ist dementsprechend von besonderer Bedeutung, bereits während der Fertigung ein hohes Maß an Genauigkeit anzustreben, da sich jeder noch so geringe Fehler auswirkt.

### **5.1.1.3 Abschrecktest**

Die Prüfkörper für den Abschrecktest, die von der Form her denen des VOSS-Versuchs entsprechen, wurden zeitgleich mit diesen hergestellt. Das hat den Vorteil, dass nicht nur die Fehler bei der Fertigung vergleichbar sind, sondern zusätzlich, dass die Kronen unter den gleichen Umgebungsbedingungen hergestellt wurden.

Beim Abschrecktest war, ähnlich wie beim VOSS-Versuch, auf eine exakte Einhaltung der Schichtdicken des Metallgerüsts und der Keramik zu achten, da ansonsten unnötige Spannungen innerhalb des Gefüges erzeugt worden wären, die sich negativ im Versuchsergebnis widerspiegelt hätten. Da der Abschrecktest sich mit eben diesen Spannungen befasst, würden fehlerhaft hergestellte Prüfkörper bereits bei niedrigen Temperaturen Sprünge aufweisen.

Die Abkühlphase nach dem Keramikbrand nimmt ebenfalls Anteil am Versuchsergebnis. Sie ist verantwortlich für Spannungen innerhalb des Gefüges und birgt ein erhöhtes Risiko für Spätsprünge. Eine bereits oben beschriebene, langsame Abkühlung steigert die Leucitbildung und somit den Wärmeausdehnungskoeffizienten. Dementsprechend muss auch hier auf eine gute Abstimmung der Koeffizienten geachtet werden. Sie ist folglich von enormer Wichtigkeit, insbesondere bei den Nichtedelmetallen. Diese besitzen eine im Vergleich zu den Edelmetallen geringere Wärmeleitfähigkeit, so dass Abkühlgeschwindigkeit und Wärmeausdehnungskoeffizient noch exakter aufeinander abgestimmt werden müssen, um die Gefahr von Sprüngen bereits während der Herstellung zu reduzieren und möglichen Spätsprüngen vorzubeugen. Der Abschrecktest lässt demnach Aussagen über ein mögliches internes Spannungsgefüge innerhalb der Verblendkeramik zu. Er erlaubt folglich Aussagen zu technischen Einflüssen auf die Frakturresistenz des vorliegenden Systems.

### **5.1.2 Fehler der Messungen**

Im Folgenden sind, bezogen auf die durchgeführten Versuche, verschiedene Messgrößen zu diskutieren:

- Reproduzierbarkeit: Diese kann durch eine ausreichende Anzahl an Prüfkörpern gewährleistet werden.
- Präzision: Standardabweichung und Variationskoeffizient dienen der Abschätzung der Präzision. Kleine Werte der beiden Parameter sprechen für eine hohe Präzision.

- Richtigkeit: Die eigenen Ergebnisse werden mit bekannten Angaben aus der Literatur verglichen und kritisch hinterfragt.

### **5.1.2.1 SCHWICKERATH-Versuch**

Mehrere Parameter beeinflussen das Ergebnis des SCHWICKERATH-Versuchs während der Testung. Insbesondere sind hierbei Vorschubgeschwindigkeit, Position des Prüfkörpers und Kraftabfallgrenze von Belang. Die Vorschubgeschwindigkeit wird in der DIN EN ISO 9693 im Bereich von 0,5 bis 1,5 mm/min angegeben [26]. KHALOUF konnte zeigen, dass die Wahl der Prüfgeschwindigkeit, wenn sie in diesem Bereich liegt, keinen Einfluss auf das Ergebnis hat. Die Positionierung der Prüfkörper ist durch die Auflagenweite vorgegeben. Durch minimale Änderung (bis 15°) können keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Dennoch ist eine Fehlpositionierung zu vermeiden, etwa, indem die Plättchen im Vorfeld markiert werden, um so eine genaue Positionierung sicherzustellen. Die Kraftabfallgrenze sollte zwischen 5 und 30 % liegen, wobei ein mittlerer Wert von 15 % empfehlenswert ist. Es lassen sich im angegebenen Bereich laut KHALOUF keine signifikanten Unterschiede erkennen. Höhere Grenzen, die bei 50 % und mehr liegen, sind seiner Meinung nach abzulehnen [70].

Entsprechend dieser Empfehlungen wurde eine Vorschubgeschwindigkeit von 1,0 mm/min gewählt, die Kraftabfallgrenze auf 15 % gesetzt und die Plättchen möglichst genau positioniert. Die eingestellten Werte liegen folglich genau in der Mitte des empfohlenen Bereichs.

### **5.1.2.2 VOSS-Versuch**

Die Variationsbreite der Literaturangaben ist groß, da die Versuchsergebnisse einer breiteren Streuung als die des SCHWICKERATH-Versuchs unterworfen sind. Als Mittelwert kann für Kronen aus Nichtedelmetall ein Wert von 1200 N angesehen werden; der Wert für Edelmetalle liegt darunter. Dieses kann mit den „weicheren“ Materialeigenschaften erklärt werden. Die eigenen Messergebnisse belegen sowohl

die relativ breite Streuung der Werte, als auch die Tendenz der Edelmetalle, niedrigere Werte zu erreichen.

Viele nicht zuverlässig beeinflussbare Komponenten haben Anteil am Versuchsergebnis. Trotz Abtasten und Angleichen der Schichtstärken hängt die Fertigung vom individuellen Geschick des Untersuchers ab. Jede Krone ist trotz starker Vereinfachung was Form und Farbe betrifft dennoch unterschiedlich im Vergleich zur anderen. Des Weiteren hat die Position des Kraftstempels ebenfalls Einfluss auf das Ergebnis. Es ist entscheidend, ob der Winkel  $45^\circ$ , wie im Versuch vorgenommen beträgt, oder steiler ist. Ein steilerer Winkel hat zur Folge, dass so getestete Kronen einem höheren Druck standhalten [149]. Durch Verwendung einer einheitlichen Halterung kann das Problem zwar weitgehend minimiert, jedoch nicht vollständig eliminiert werden.

Die Masteraufnehmer, die speziell für den VOSS-Versuch hergestellt wurden, entstammen alle einer einzigen Doublieform. Insgesamt 24 Stück wurden von ihnen hergestellt, um ein zügiges Zementieren und Testen zu ermöglichen. Es wurde für sie eine Legierung gewählt, die eine ausreichende Festigkeit aufwies. Zu diesem Zwecke wurde die Legierung Wironit<sup>®</sup> extrahart verwendet, die in der täglichen Praxis für die Herstellung von Modellgussprothesen verwendet wird. Dennoch fiel auf, dass die Masteraufnehmer im Verlauf der Versuche durch den ausgeübten Prüfdruck nicht unbeschadet blieben. Die Schwierigkeit bestand zudem darin, dass die hergestellten Aufnehmer zwar aus derselben Doublieform entstammten, jedoch untereinander minimale Unterschiede aufwiesen. Dieses Problem wurde gelöst, indem auf jedem der zwölf Stümpfe jeweils eine Krone pro Legierung modelliert wurde und durch entsprechende Nummerierung eine genaue Zuordnung möglich war. Für das Einbetten wurde eine Markierung vorgenommen, so dass die Kronen nach dem Guss ihrem Aufnehmer zugeordnet werden konnten. Als weitere Einflüsse können die Breite der Zementfuge und der verwendete Zement genannt werden. Trotz Überprüfung der Innenpassung der Kronen und konstanter Verarbeitung desselben Zementes muss dessen Einfluss berücksichtigt werden.

### 5.1.2.3 Abschrecktest

Je nach untersuchter Materialkombination lassen sich in der Literatur Ausfälle in allen Temperaturbereichen finden. Laut Ergebnissen von ANUSAVICE ereignen sich die ersten Defekte bei einer Temperatur von 150 °C [3]. Die eigenen Ergebnisse decken sich mit diesem Temperaturbereich. Kronen, die mit Wiron<sup>®</sup> 99 hergestellt wurden, versagten bei 150 °C in zwei Fällen; ein weiterer Defekt trat bei 165 °C auf. Ebenfalls bei dieser Temperaturstufe versagte eine Krone der Legierung Wirocer plus. Alle übrigen durchliefen die Versuchsanordnung fehlerfrei.

Um die Genauigkeit im Versuchsablauf zu gewährleisten, wurde darauf geachtet, dass die Kronen erst in den Keramikofen gelegt wurden, wenn dieser die geforderte Temperatur auswies und auch bereits einige Zeit gehalten hatte. Trotzdem sind leichte Schwankungen der Temperatur innerhalb des Brennofens und der Anzeige nicht auszuschließen. Das 5 °C kalte Wasserbad befand sich unter ständiger Kontrolle durch ein Thermometer und wurde nach Verwendung direkt wieder in den Kühlschrank gestellt. Minimale Schwankungen von  $\pm 2$  °C konnten allerdings nicht vermieden werden. Es ist jedoch anzunehmen, dass diese Schwankungen sich nicht im Versuchsergebnis widerspiegeln, da die Temperaturdifferenz zwischen Ofen und Wasserbad ausreichend hoch gewählt wurde und bei allen getesteten Legierungen vorlag. Demnach ist ein solcher möglicher Fehler vernachlässigbar. Die visuelle Begutachtung der Prüfkörper fand unter dem Mikroskop SCHOTT KL 1500 LCD mit einem Objektiv der Firma ZEISS (Stemi 2000-C) statt.

Die beobachteten Schäden befanden sich ausschließlich innerhalb der Keramik, wurden also lediglich durch Sprünge augenscheinlich. Einen kompletten Verlust der Verblendung oder Abplatzungen gab es nicht. Es kann somit davon ausgegangen werden, dass die Sprünge auf die keramische Verblendschicht beschränkt sind und nicht die Verbundzone betreffen. Der kritische Temperaturbereich wurde folglich in diesem Versuch nur bedingt erreicht. Die Schwankungen, die beim klinischen Einsatz in der Mundhöhle vorkommen können, übersteigen die Leistungsgrenze der getesteten Systeme nicht.



## 5.2 Diskussion der Messwerte

### 5.2.1 SCHWICKERATH-Versuch

Als Kennwert in der Literatur, wann ein System als „sicher“ gilt, werden 25 MPa angegeben [81, 133]. Die getesteten Nichtelegierungen übersteigen alle die geforderte Schwelle. Ihre Mittelwerte liegen im Bereich von 39,6 und 49,2 MPa, wobei die Legierungen auf Nickel-Chrom-Basis im Vergleich zu den Legierungen auf Kobalt-Chrom-Basis etwas höhere Werte erreichen. Dieser Unterschied ist allerdings statistisch nicht signifikant. Die Edelmetalllegierungen liegen im Bereich zwischen 36,4 und 44,9 MPa. Auch hier besteht kein signifikanter Unterschied – weder untereinander noch zu den Nichtelegierungen. Es lässt sich demnach folgern, dass die Ergebnisse im zu erwartenden Bereich zu finden sind, was auf ein klinisch sicheres System schließen lässt. Im Vergleich zu bekannten Literaturangaben lässt sich feststellen, dass sich die eigenen Versuchsergebnisse mit diesen Angaben decken, was für die Richtigkeit der eigenen Ergebnisse spricht (vgl. Tabelle 5, Seite 28).

Die Standardabweichung der eigenen Ergebnisse liegt beim SCHWICKERATH-Versuch zwischen 3,8 und 8,8 MPa. Sie ist als Maß für die Abweichung der Einzelwerte von der Grundgesamtheit definiert. Da die Standardabweichung in der vorliegenden Untersuchung gering ausfällt, ist von einer hohen Genauigkeit der Versuche auszugehen.

Das Bruchbild ist bei fast allen Prüfkörpern ähnlich angelegt. Das Versagen beginnt meist mit einem kaum sichtbaren Riss an den seitlichen, schmalen Enden der Keramikverblendung. Die Brüche verlaufen alle dicht entlang der Verbundzone durch die Keramik. Die Zugfestigkeit der Keramik an der Probenunterseite ist im Moment des Versagens geringer als die dagegen stehende Haftverbundfestigkeit. Das Metallgerüst ist bei Versuchsende weder durchgebogen, noch gebrochen.

Wie bereits beschrieben, nimmt die Keramikverblendung keinen entscheidenden Einfluss auf das Versuchsergebnis, wohl aber die Opaquerschicht. Obwohl alle Ergebnisse im geforderten Bereich liegen und die Standardabweichung gering ausfällt, müssen die „Ausreißerwerte“ mit möglichen, unerkannten Verarbeitungs-

fehlern erklärt werden. Da kein offensichtlicher Grund für die Abweichungen erkannt worden ist, werden die Prüfkörper nicht verworfen und die Ergebnisse übernommen.

### **5.2.2 VOSS-Versuch**

Das Fenster, in dem sich die Ergebnisse des VOSS-Versuchs befinden, ist in der Literatur sehr breit. Es lassen sich in Abhängigkeit von den verwendeten Legierungen, variierenden Kraftangriffspunkten und generell leicht unterschiedlichem Versuchsaufbau Drücke im Bereich zwischen 300 und 5171 N finden [89]

Die doch recht breite Streuung der Ergebnisse kann nicht nur allein durch die oben genannten Punkte begründet werden. Vielmehr trägt die komplexe Herstellung der Prüfkörper einen großen Anteil daran. Die nur bedingt einheitliche geometrische Gestaltung muss als Ursache genannt werden. Durch manuelle Herstellung lassen sich niemals zu 100 % identische Verblendkronen anfertigen. Trotz Schichtstärkenkontrolle und Fertigung durch nur einen Untersucher ist die Variation der einzelnen Kronen stärkeren Schwankungen unterworfen als die Variation der klar vorgegebenen SCHWICKERATH-Geometrie. Auch der Angriffspunkt des Kraftstempels nimmt Anteil am Ergebnis. Die untersuchten Kronen werden auf Grund der Form eines Schneidezahnes über die Breite belastet. Folgerichtig halten sie höheren Drücken stand als vergleichsweise ein Eckzahn, der lediglich an der Spitze belastet wird. Aufgrund ihrer Geometrie lässt sich so die Höhe der Werte erklären.

Eigene Versuchsergebnisse belegen den Einfluss der komplexen Herstellung. Die Resultate der einzelnen Messungen unterliegen ebenfalls einer breiten Streuung. Bei den Nichtedelmetallen lassen sich minimale Werte von 711 N bis zum Maximalwert von 3783 N erkennen. Auch das Intervall der Mittelwerte ist ausgedehnt. Die Nickel-Chrom-Legierungen erreichen im Mittel Werte von 1296 N und liegen damit unter dem Mittelwert der Kobalt-Chrom-Legierungen, der 1569 N beträgt. Bei den Edelmetallen liegt die Untergrenze der Ergebnisse bei 324 N, die Obergrenze bei 1382 N. Ihre Mittelwerte erreichen den Bereich zwischen 626 und 1051 N. Trotz des relativ großen Spektrums liegen die eigenen Werte im Bereich der Literatur (vgl. Tabelle 6, Seite 30). Allerdings können bei Herstellung der VOSS-Kronen multiple Fehlerquellen auftreten, die die Variationsbreite erklären.

Betrachtet man den Variationskoeffizienten, so unterstreicht dieser die bereits beschriebene breite Streuung der Messwerte. Er liegt zwischen 17 und 40 %. Deshalb und aufgrund des Quotienten aus Mittelwert und Medianwert muss des Weiteren davon ausgegangen werden, dass es sich um eine Nicht-Normalverteilung der Versuchsergebnisse handelt. Diese Tatsache ist für die statistische Auswertung von Bedeutung.

Im Vergleich beider Gruppen kann festgestellt werden, dass die Nichtelegmetalle einen höheren Elastizitätsmodul haben, dementsprechend auch eine höhere Festigkeit. Obwohl ihr Gerüst um 0,1 mm dünner gestaltet wurde als das der Edelmetalllegierungen, bedarf es eines erhöhten Kraftangriffs, um diese Prüfkörper zu zerstören. Die Erklärung könnte darin gesehen werden, dass viele Faktoren für das Versuchsergebnis verantwortlich sind. Das Metallgerüst liefert die Basis und wirkt unterstützend im Versuchsablauf. Ihm schließt sich die Opaquerschicht, also die Verbundzone an, die Einfluss nimmt. Die Festigkeit der Keramik an sich spielt zudem eine große Rolle. Nicht zuletzt sind Qualität und Verarbeitung der Keramik maßgeblich am Ergebnis beteiligt. Blasen und Poren im Zuge der Fertigung sind zu vermeiden, da sie zu einem frühen Versagen im Versuch führen.

Anhand des Bruchverlaufes lassen sich wertvolle Aussagen über die Verbundzone treffen. Da das Metallgerüst bei allen Versuchen unversehrt blieb und nur in seltenen Fällen die Keramik allein betroffen war, erschließen sich dem Betrachter Aussagen über den Verbund beider Partner. Die Bruchverläufe betreffen alle Schichten. Am häufigsten verlaufen sie zunächst zum Teil innerhalb der Keramik und erreichen dann die Verbundzone. Folglich sind die Druckfestigkeit und damit der Einfluss der Keramik recht hoch. Die sich anschließende Verbundzone ist nach der Keramik das nächstschwächere Glied.

### **5.2.3 Abschrecktest**

Als Empfehlung für ein bestandenes Testergebnis gibt die VITA Zahnfabrik an, dass nach Abschluss des letzten Untersuchungszyklus von zehn getesteten Kronen mindestens noch acht intakt sein müssen [147]. Um die Reproduzierbarkeit zu

gewährleisten, wurde die Anzahl der Prüfkörper in dieser Arbeit auf zwölf gesetzt ( $n = 12$ ).

Alle untersuchten Legierungen bestanden den Abschrecktest. Abgesehen von den oben genannten Ausfällen erreichten alle Legierungen die Endtemperatur ohne Verluste.

Folglich liegen alle Kronen in einem klinisch sicheren Bereich, da solch extreme Schwankungen in der menschlichen Mundhöhle nicht vorkommen. Es lässt sich lediglich erkennen, dass die Nickel-Chrom-Legierungen marginal schwächere Ergebnisse erzielen, dennoch liegen auch ihre Ergebnisse im geforderten Bereich.

Das Versagen bezieht sich lediglich auf die keramische Verblendung. Verbundzone und Metallgerüst blieben stets intakt. Demnach kann von rein kohäsiven Brüchen innerhalb der Keramik gesprochen werden. Ort und Ausmaß der Sprünge bzw. Risse folgen keinem klaren Muster. Allerdings hängen solche Sprünge von einer möglichen Inkompatibilität der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten ab. Auch muss die Modellation der Kronen berücksichtigt werden. Scharfe Kanten und Übergänge sind zu vermeiden, um ein zu frühes Versagen zu verhindern, welches an einer solchen Fehlmodellation beginnen könnte.

### **5.3 Vergleiche der Prüfmethoden untereinander**

Ziel dieser Arbeit ist es, herauszufinden, ob eine Korrelation zwischen den einzelnen Werkstoffprüfungen besteht. Aus diesem Grund wurde im 4. Kapitel ein statistischer Vergleich über die Korrelationen mittels Regressionsanalyse vorgenommen, der nun diskutiert werden soll.

#### **5.3.1 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Nichtedelmetalllegierungen**

Wendet man die Regressionsanalyse über beide Versuche bezogen auf die Nichtedelmetalle an, so ergibt sich ein Wert für  $R^2 = 0,271$ . Es ist daher sinnvoll,

lediglich von einer leichten Tendenz zu sprechen. Die Gerade verläuft im Koordinatensystem leicht abfallend. Das bedeutet, dass Legierungen, die im VOSS-Versuch hohe Werte erzielen, im SCHWICKERATH-Versuch tendenziell niedriger abschneiden. Beide Versuche liefern Aussagen über den Verbund zwischen Metall und Keramik, wobei der SCHWICKERATH-Versuch die Verbundzone als solche betrachtet, d. h. er gibt Aufschluss über die Verbindung Metall-Opaquer. Der VOSS-Versuch hingegen untersucht das Metall-Keramik-System in seiner Gesamtheit.

Anhand der Korrelationswerte könnte die Vermutung nahe liegen, dass beide Versuche insofern etwas miteinander zu tun haben, als ihre gewonnenen Aussagen beide den Verbund betreffen. Dass hohe Werte beim VOSS-Versuch mit niedrigen SCHWICKERATH-Werten einhergehen, widerspricht aber den Erwartungen. Es läge eher die Vermutung nahe, dass ein hoher VOSS-Wert auch einen hohen SCHWICKERATH-Wert nach sich zieht.

Warum das Ergebnis in diesem Fall nicht den Erwartungen entspricht, kann damit erklärt werden, dass die Regressionsanalyse lediglich über vier Legierungen gebildet wurde.

### **5.3.2 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Edelmetalllegierungen**

Betrachtet man die Edelmetalllegierungen, ist das Bild ein anderes. Der Wert der Regressionsanalyse beträgt  $R^2 = 0,9552$  und spricht für annähernd volle Korrelation. Die Gerade verläuft ansteigend, was dergestalt interpretiert werden muss, dass bei hohen Werten für den SCHWICKERATH-Versuch entsprechend hohe Werte für den VOSS-Versuch erzielt werden.

Diese Abhängigkeit war zu erwarten und auch erklärbar auf Grund der Ähnlichkeit der Aussagen, die aus den beiden Versuchen hervorgehen. Trotzdem trifft die Korrelation nur eingeschränkt zu, da ihr Wert lediglich über drei Legierungen gebildet wurde.

### **5.3.3 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei allen Legierungen**

Verlässlicher ist es demnach, die Regressionsanalyse über die Gesamtheit der ermittelten Werte und Legierungen zu bilden. Hierbei fällt auf, dass von keinerlei Korrelation gesprochen werden kann. Dies entspricht – wie oben beschrieben – nicht der ursprünglichen Erwartung.

Die Erklärung kann darin gesehen werden, dass es sich bei dem SCHWICKERATH-Versuch um einen Drei-Punkt-Biegeversuch handelt; dass also die Kräfte, die dort wirken, Drücke und Züge sind. Das Plättchen als solches wird auf Druck belastet, die Verbundzone jedoch auf Zug. VOSS hingegen stellt bezogen auf den Kraftangriff eine Scherbelastung dar, bedingt durch den auftreffenden Winkel von 45°. Möglicherweise besitzt die Festigkeit der keramischen Verblendmaterialien eine höhere Bedeutung als bislang angenommen. Zudem sind der unterschiedliche Versuchsaufbau und die auf der einen Seite vergleichsweise einfache, auf der anderen Seite komplexe Probenkörperherstellung vermutlich maßgeblich für die Andersartigkeit der Versuchsergebnisse.

### **5.3.4 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und Abschrecktest**

Eine Korrelation zwischen den beiden Untersuchungen wurde nicht erwartet, da beide Versuche eine unterschiedliche Intention haben. Befasst sich der SCHWICKERATH-Versuch mit der Opaquer-Metall-Verbundzone, so deckt der Abschrecktest thermische Spannungen und Inkompatibilitäten innerhalb des Gefüges auf. Das Ergebnis der Regressionsanalyse entspricht dieser Erwartung. Folglich kann von keiner Korrelation gesprochen werden.

### **5.3.5 Korrelation zwischen VOSS-Versuch und Abschrecktest**

Auch hier ist nach Durchführung der graphischen Auswertung zu erkennen, dass keine Korrelation vorliegt;  $R^2$  besitzt einen Wert von 0,1087.

Allerdings wäre möglicherweise zu erwarten gewesen, dass thermische Spannungen in einem Werkstück zu einem frühen Versagen im VOSS-Versuch führen würden. Spannungen im Fertigungsprozess, beispielsweise durch ein ungünstig gewähltes Brennintervall oder ungenügende Abkühlzeiten zwischen zwei Bränden, müssen zwingend vermieden werden, da sich solche Spannungen auf die Lebensdauer und Frakturgefahr negativ auswirken.

Warum hängen die beiden Versuche dennoch nicht zusammen? Die Antwort liegt vermutlich im gewählten Temperaturbereich für den Abschrecktest. Alle Legierungen haben den Test bestanden, es nahmen nur drei von insgesamt 84 Kronen Schaden. Das bedeutet, dass der für das System kritische Temperaturbereich lange nicht erreicht war. Für den klinischen Einsatz hingegen reicht der gewählte Bereich völlig aus. Um jedoch Unterschiede bzw. eine mögliche Korrelation zwischen dem VOSS-Versuch und dem Abschrecktest aufzuzeigen, hätten die Temperaturschwankungen extremer sein müssen. Eine Möglichkeit der Sichtbarmachung eines Zusammenhanges wäre folgerichtig ein stärkeres Hochheizen der Proben gewesen, bis alle Prüfkörper zerstört worden wären.

## **5.4 Praktische Bedeutung**

### **5.4.1 Werkstoffkundliche Bedeutung**

Alle beschriebenen Versuche eignen sich zur Untersuchung von Metall-Keramik-Systemen. Je nach Fragestellung liefert der eine oder der andere die gewünschten Ergebnisse. Allerdings ist es wichtig zu wissen, dass nicht ein Test allein Aussagen darüber machen kann, ob ein System im klinischen Alltag besteht oder nicht. Zu komplex sind die Anforderungen, die an eine Legierung in Verbindung mit der korrespondierenden Keramik im täglichen Gebrauch gestellt werden. Wie in der Untersuchung gezeigt wurde, fehlen die Korrelationen zwischen SCHWICKERATH-

Versuch, VOSS-Versuch und Abschrecktest, so dass es ein Fehler wäre, einen isoliert betrachteten Test als Maß aller Dinge anzusehen.

### **5.4.2 Klinische Bedeutung**

Es gilt im Weiteren, die Frage nach der Praxisnähe der Versuche zu klären. Bezogen auf Belastungen innerhalb der Mundhöhle gibt der SCHWICKERATH-Versuch Anhaltspunkte dafür, was passiert, wenn beispielsweise ein Brückenglied im Seitenzahnbereich axial beim Kauvorgang belastet wird. Eine rein axiale Belastung kommt jedoch bei tatsächlichen Belastungen nur sehr selten vor. Vielmehr stellt der Kauvorgang ein komplexes Zusammenspiel aus Druck-, Scher- und Torsionsbelastung dar. Der SCHWICKERATH-Versuch eignet sich zudem nicht für alle Materialkombinationen. Zwar liefert er zuverlässige Ergebnisse für Metall-Keramik-Verbindungen, kann aber beispielsweise bei Vollkeramik nicht angewendet werden.

Praxisnäher erscheint auf den ersten Blick der VOSS-Versuch. Durch den Anstellwinkel von 45° simuliert er eine Situation, wie sie beim Abbeißen von Nahrung zustande kommen kann. Dennoch ist hierzu zu sagen, dass in der Mundhöhle der Belastungspunkt je nach Zahnstellung 2,0 - 4,9 mm unterhalb der Inzisalkante liegt. Die Belastung, die ein System beim Kauvorgang standhalten muss, kann im Frontzahnbereich mit ca. 300 N, im Seitenzahnbereich mit ca. 450 N angegeben werden. Allerdings kommt im Seitenzahnbereich niemals ein Kraftangriffswinkel von 45° zustande.

Ein klarer Vorteil des VOSS-Versuchs ist seine universelle Einsetzbarkeit. Anders als beim SCHWICKERATH-Versuch eignet sich dieser Test sowohl für Metall-Keramik-Systeme als auch für vollkeramische Versorgungen. Nachteilig kann hingegen die Tatsache angesehen werden, dass der VOSS-Versuch keine Schlüsse zur Dauerfestigkeit zulässt [136].

Der Abschrecktest wurde von der Industrie entwickelt und wird als praxisnaher Test propagiert. Diese Tatsache ist mit Vorsicht zu genießen, betrachtet man die tatsächlichen Temperaturschwankungen innerhalb des Mundes. Dort finden wir Werte, die sich zwischen 5 und 55 °C befinden. Somit kann zwar das Wasserbad mit



5 °C diesen Temperaturen gerecht werden, eine Anfangsaufheiztemperatur von 105 °C oder gar die Endstufe mit 165 °C haben jedoch keinerlei praktischen Bezug. Sie könnten lediglich als eine Art „Zeitraffereffekt“ betrachtet werden, der die ständigen Temperaturschwankungen in der Mundhöhle summiert.

Der Abschrecktest eignet sich hingegen dazu, interne Spannungen aufzudecken. Besteht eine Materialkombination diesen Test, der eine Extremform von Temperaturschwankungen darstellt, so ist davon auszugehen, dass besagte Materialkombination auch im klinischen Alltag den thermischen Anforderungen genügt.

Generell lässt sich festhalten, dass präklinische Prüfungen wichtig sind für die Entwicklung von Materialkombinationen. Neue Materialien können mit erprobten Systemen verglichen werden. Die Ergebnisse solcher präklinischer Studien sollen als eine Empfehlung dienen, können allerdings keine absolut zuverlässige Aussage über eine Bewährung im klinischen Alltag liefern. Auch ist es wichtig, dass unterschiedliche Prüfungen durchgeführt werden, um die Vorhersagbarkeit der klinischen Bewährung eines Materials von mehreren Standpunkten zu beleuchten. Des Weiteren ist es sinnvoll, klar definierte Prüf Abläufe und Mindestanforderungen in den Normen zu entwickeln, um Ergebnisse von Prüfungen besser miteinander vergleichbar und bewertbar zu machen. Hat ein Material alle erforderlichen Prüfungen absolviert und auch im Vergleich mit langjährig erfolgreichen Systemen bestanden, kann auf eine (wahrscheinlich) sichere Anwendung geschlossen werden. Jedoch muss auch Langzeitstudien Beachtung geschenkt werden. Diese klinischen Untersuchungen sind letztendlich das Maß aller Dinge, auch wenn vorab anhand von In-vitro-Untersuchungen eine gute Einsatzmöglichkeit prognostiziert wurde.

## 6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, drei verschiedene Werkstoffprüfverfahren zum Metall-Keramik-Verbund miteinander zu vergleichen und zu untersuchen, ob es Korrelationen zwischen ihnen gibt. Zu den durchgeführten Prüfungen gehörten der Drei-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH (beschrieben als DIN EN ISO 9693), der VOSS-Versuch und der Abschrecktest. Die Prüfkörper wurden gemäß der Arbeitsempfehlung des jeweiligen Versuches und gemäß den Herstellerangaben gefertigt. Sieben verschiedene Legierungen der Firma BEGO, die alle auf dem Dentalmarkt erhältlich sind, fanden Verwendung. Um eine möglichst breite Palette verschiedener Legierungen abzudecken, wurden Vertreter aus der Gruppe der Nickel-Chrom-, Kobalt-Chrom-, Palladium-, goldreduzierten und Goldlegierungen ausgewählt. Als korrespondierende Verblendkeramik wurde Omega 900 aus dem Hause VITA benutzt. Für jede der benannten Prüfungen wurden pro Legierung zwölf Prüfkörper hergestellt, um eine gute Reproduzierbarkeit zu erlangen. Die Gesamtanzahl betrug demnach 252.

Im SCHWICKERATH-Versuch wurden im Mittel Werte zwischen 36,4 und 49,2 MPa gemessen. Die mittlere Kraft, die beim VOSS-Versuch erreicht wurde, lag zwischen 626 und 1987 N. Die Prüfkörper des Abschrecktests durchliefen die Versuchsanordnung nahezu fehlerfrei. Es kam lediglich zu je zwei Ausfällen bei den Temperaturstufen 150 und 165 °C. Vergleicht man die eigenen Resultate mit bestehenden Literaturangaben, so lässt sich feststellen, dass sich jene mit den Angaben decken, was für die Richtigkeit der eigenen Versuche spricht.

Die Herstellung der Prüfkörper gestaltete sich unterschiedlich aufwändig. Im SCHWICKERATH-Versuch herrschte eine klar definierte Geometrie, die vergleichsweise einfach herzustellen war. Komplexer war hingegen die Modellation der Kronen für VOSS-Versuch und Abschrecktest. Sie barg ein höheres Risiko möglicher Fehlerquellen. Diese Tatsache wird auch anhand der Versuchsergebnisse deutlich – Standardabweichung und Variationskoeffizient fielen beim SCHWICKERATH-Versuch deutlich geringer aus als beim VOSS-Versuch.

Auch eignen sich die einzelnen Versuche unterschiedlich gut, um Aussagen über den Metall-Keramik-Verbund zu treffen. Befasst sich der SCHWICKERATH-Versuch

vornehmlich mit der Verbundzone, also mit der Schicht zwischen Metallgerüst und Opaquer, so gibt der VOSS-Versuch Aufschluss über das System als solches. Der Abschrecktest wiederum befasst sich mit thermischen Spannungen innerhalb des Gefüges.

Bedingt durch die Andersartigkeit der einzelnen Versuche und ihre Aussagen war die Fragestellung von besonderem Interesse, ob es eine Korrelation zwischen ihnen gibt. Die Schlussfolgerung, wenn ein System in einem bestimmten Test günstig abschneidet, so müsse sich diese Tatsache auch in einem anderen Testergebnis widerspiegeln, konnte nicht gezogen werden.

Zusammenfassend lässt sich erkennen, dass präklinische Prüfungen für die Vorhersagbarkeit, ob eine Materialkombination in-vivo eingesetzt werden kann, unerlässlich sind. Neue Legierungen können mit bestehenden Systemen verglichen und optimiert werden. Allerdings darf nicht eine einzige Testung isoliert betrachtet werden, um eine Empfehlung für die Praxis zu geben.

## 7 Summary

The aim of this thesis was to compare three different test methods for metal ceramic bond strength of dental ceramics fused to alloys and to investigate if there is a correlation between these tests. Implemented test methods were the crack-initiation test according to SCHWICKERATH (described in DIN EN ISO 9693), the VOSS procedure and the thermal shock test. The specimens were crafted according to the terms of advice of the particular test and manufacturer's data. Seven different alloys by the BEGO Company, which are all available on the dental market, were used. To cover a wide range of different alloys two nickel-chrome-, two cobalt-chrome-, a palladium-, a gold-reduced- and a high-gold-alloy were chosen. The veneering ceramic was Omega 900 by the VITA Company. Twelve specimens for each alloy and each test method were compounded to obtain a high reproducibility. The total number added up to 252 test specimens.

During the crack-initiation test, values between 36,4 and 49,2 MPa were measured. The samples of the VOSS procedure achieved bond strength in the range between 626 and 1987 N. The specimens of the thermal shock test passed the test almost error-free. Only two failures could be seen at a level of 150 and 165 °C. Comparing my own results with previous studies it is obvious that they are similar which proves the correctness of my results.

The production of the samples differed in complexity. The samples for the SCHWICKERATH-test had a simply defined geometry. The shaping of the crowns for the VOSS procedure and the thermal shock test was more complex. According to that the manufacturing had a higher risk of error. This becomes obvious in the test results; the standard deviation and the coefficient of variation reached a lower level in the SCHWICKERATH-test than in the VOSS procedure.

The three test methods are suitable to show different aspects of the metal ceramic bond. The crack-initiation test examines the compound structure which means that the layer between metal and opaquer is concerned whereas the VOSS procedure gives information on the system as a whole. The thermal shock test shows thermal tensions and incompatibilities within the microstructure.

The question to be answered was if the three test methods correlate with each other. The present investigation reveals that they do not correlate.

To sum up it can be said clinical testing is essential for the predictability if a combination of materials can be used in-vivo. New alloys can be compared with well-known materials. Admittedly one single test method is not sufficient to give advice for good clinical practice.

## 8 Literaturverzeichnis

- [1] Al Mutawa, N.; Sato, T.; Shiozawa, I.; Hasegawa, S.; Mi, H.: A study of the bond strength and color of ultralow-fusing porcelain. *Int J Prosthodont* 13, 159-165 (2000).
- [2] Anusavice, K. J.; Twiggs, S. W.; DeHoff, H.; Fairhurst, C. W.: Correlation of thermal shock resistance with thermal compatibility data for porcelain-metal systems. *J Dent Res* 61, 419-422 (1982).
- [3] Anusavice, K. J.; Ringle, R. D.; Morse, P. K.; Fairhurst, C. W.; King, G. E.: A thermal shock test for porcelain-metal systems. *J Dent Res* 60, 1686-1691 (1981).
- [4] Arlom, R.: Untersuchung des Einflusses modifizierter Oberflächen auf die Verbundfestigkeit einer Kobalt-Chrom-Legierung mit Keramik sowie von Reintitan und Titankeramik. *Med. Diss., Berlin* (1998).
- [5] Baltzer, A.; Kaufmann, V.: Beurteilung von Kaukräften. *dental-cad-cam.com, Publikation*, 1-18 (2002).
- [6] BEGO Bremer Goldschlägerei: Merkmale, Zusammensetzungen und Verarbeitungshinweise Wirocer plus, Wiron® 99, Wirobond® SG, Wirobond® 280, BegoPal® 300, BegoCer® G, Bio PontoStar® XL, Wironit® extrahart. *Bremen* (2002).
- [7] Böhm, U.: Der Metall-Keramik-Verbund – eine sehr komplexe Einheit. *Dtsche Zahnärztl Wochenschr* 41, 15 (2001).
- [8] Breustedt, A.: Geschichte und Entwicklung der zahnärztlichen Keramik. In: Breustedt, A.: *Zahnärztliche Keramik*. 2. Auflage, VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin (1968).
- [9] Brockhaus, Enzyklopädie. 21. Auflage, Bibliographisches Institut, Mannheim (2006).
- [10] Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung: Vier-Punkt-Biegeversuch bei Raumtemperatur und hohen Temperaturen. *Publikation*, Berlin (2007).
- [11] Chitmongkolsuk, S.; Heydecke, G.; Stappert, C.; Strub, J. R.: Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 10,15-22 (2002).

- [12] Claus, H.: Das Gefüge und Mikrogefüge der Dentalkeramik in Abhängigkeit von den Brennbedingungen. Quintessenz Zahntech 16,1479-1495 (1990).
- [13] Claus, H.: Verbundfestigkeit eines metallkeramischen Systems in Abhängigkeit von der Brenntemperatur. Zahnärztliche Welt 91, 50-54 (1982).
- [14] Claus, H.: Viele Faktoren haben Einfluss auf die Haftung der Dentalkeramik. dental-labor XXXIII, Heft 07/85, 897-900 (1985).
- [15] Claus, H.: Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. dental-labor XXVIII, Heft 10/80, 1743-1750 (1980).
- [16] Coca, I.: Der Einfluss der Abmessungen auf das Festigkeitsverhalten von Kronen. Dtsche Zahnärztl Z 43, 539- 541 (1988).
- [17] Coca, I.; Schwickerath, H.: Zur Festigkeit von Kronen im Frontzahnbereich. Dtsche Zahnärztl Z 41, 1002-1004 (1986).
- [18] Coornaert, J.; Adriaens, P.; De Boever, J.: Longterm clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. J Prothet Dent 51, 338 (1984).
- [19] Cross, M. D.; Moser, J. B.: A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resin. J Oral Rehabil 4, 311 (1977).
- [20] De Baker, H.; Van Maele, G.; De Moor, N.; Van den Berghe, L.: Survival of complete crowns and periodontal health: 18-year retrospective study. Int J Prosthodont 20, 151-158 (2007).
- [21] Derfert, B.: Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von verschiedenen Metall-Keramik-Kombinationen auf der Basis von EM- und NEM-Legierungen in Verbindung mit herkömmlicher und niedrigschmelzender Keramik. Med. Diss., Berlin (2003).
- [22] DIN 13927 (Entwurf 09/90): Metall-Keramik-Systeme – Anforderungen, Prüfung. Beuth Verlag, Berlin (1990).
- [23] DIN EN ISO 10477: Dentistry – Polymer-based crown and bridge materials. Beuth Verlag, Berlin (2004).
- [24] DIN EN ISO 843-5: Hochleistungskeramik – Mechanische Eigenschaften monolithischer Keramik bei Raumtemperatur – Teil 5: Statistische Auswertung. Beuth Verlag, Berlin (2007).
- [25] DIN EN ISO 8891: Dental casting alloys with noble metal content of at least 25 % but less than 75 %. Beuth Verlag, Berlin (2000).
- [26] DIN EN ISO 9693: Dentale restaurative Metallkeramiksysteme. Beuth Verlag, Berlin (2001).

- [27] Dörfler, B.; Fleetwood, P. W.; Fischer, J.: Prüfung dentaler Edelmetall-Gusslegierungen. *Quintessenz Zahntech* 21, 813-824 (1995).
- [28] Dorsch, P.: Die gezielte Änderung des Wärmeausdehnungskoeffizienten von Dentalkeramiken durch spezifische Brennmethode. *Quintessenz Zahntech* 15, 801-808 (1989).
- [29] Duyck, J.; De Cooman, M.; Puers, R.; Vander Slot, J.; Naert, I.: Threedimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *J Oral Rehabil* 27(29), 744-753 (2000).
- [30] Eichler, J.: Thermoschockverhalten von Glas. *Praktikum der Materialwissenschaft I*, 1-12 (2000).
- [31] Eichner, K.: Messung von Kauvorgängen. *Dtsche Zahnärztl Z* 18, 915-924 (1963).
- [32] Eichner, K.: *Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik*. 1. Auflage, Hanser Verlag, München, Wien (1979).
- [33] Eldiwany, M.; Friedl, K. H.; Powers, J. M.: Color stability of light-cured and post-cured composites. *Am J Dent* 8, 179-181 (1995).
- [34] Ernst, C. P.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *zm* 93, 790-800 (2003).
- [35] Fernandes Neto, A. J.; Panzeri, H.; Neves, F. D.; Prado, R. A.; Mendonca, G.: Bond strength of three dental porcelains to Ni-Cr and Co-Cr-Ti alloys. *Braz Dent J* 17, 24-28 (2006).
- [36] Fiedler, K.; Schünemann, J.: *Quintessenz Zahntechnik unterwegs*. *Quintessenz Zahntech* 33, 635-640 (2007).
- [37] Fradeani, M.; D'Amelio, M.; Redemagni, M.; Corrado, M.: Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 36(2), 105-113 (2005).
- [38] Freesmeyer, W. B.: Biegefestigkeit eines Edelmetall-Keramik-Verbundes in Abhängigkeit von der Vorbehandlung des Metallgerüsts. *Dtsche Zahnärztl Z* 36, 791-796 (1981).
- [39] Freesmeyer, W. B.; Lindemann, W.: Einfluss der Brennbedingungen auf das Rekristallisationsverhalten aufbrennkeramischer Massen. *Dtsche Zahnärztl Z* 40, 461-465 (1985).
- [40] Freesmeyer, W. B.; Lindemann, W.: Verbundfestigkeit zwischen keramischen Massen und Nichtedelmetalllegierungen in Abhängigkeit von der Vorbehandlung des Metallgerüsts. *Dtsche Zahnärztl Z* 37, 288-291 (1982).



- [41] Gehre, G.: Keramische Werkstoffe. In: Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1, 8. Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart (2005).
- [42] Geis-Gerstorfer, J.; Kanjantra, P.: Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In.Ceram. Dtsche Zahnärztl Z 47, 619-621 (1992).
- [43] Geis-Gerstorfer, J.; Kanjantra, P.; Pröbster, L.; Weber, H.: Untersuchung der Bruchzähigkeit und des Risswachstums zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme. Dtsche Zahnärztl Z 48, 685-691 (1993).
- [44] Gelinas, G.: Zauberwort „Metallkeramiksysteme“. DZW Zahntechnik 11/00, 35-36 (2000).
- [45] Ghazy, M. H.; Madina, M. M. A.: Fracture resistance of metal- and galvanoceramic crowns cemented with different luting cements: in vitro comparative study. Int J Prosthodont 19,610-612 (2006).
- [46] Gräf, W.: Die thermische Belastung beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen. Dtsche Zahnärztl Z 15, 30-43 (1960).
- [47] Graham, J. D.; Johnson, A.; Wildgoose, D. G.; Shareef, M. Y.; Cannavina, G.: The effect of surface treatments on bond strength of a nonprecious alloy-ceramic interface. Int J Prosthodont 12, 330-334 (1999).
- [48] Groll, W.: Dental-Edelmetalllegierungen - ein werkstoffkundlicher Überblick. Quintessenz Zahntech 18, 519-543 (1992).
- [49] Gürtler, T.; Raser, G.; Dietz, W.: Festigkeit und Bruchcharakteristik von zwei Titankeramiksystemen. ZWR 114, 19-27 (2005).
- [50] Hagen, D.: Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von vier Metall-Keramik-Verbundkombinationen in Abhängigkeit von den Lagerbedingungen. Med. Diss., Berlin (1996).
- [51] Hegedus, C.; Daroczi, L.; Kokenyesi, V.; Beke, D. L.: Comparative microstructural study of the diffusion zone between NiCr alloy and different dental ceramics. J Dent Res 81, 334-337 (2002).
- [52] Henning, G.: Die Metall-Keramik-Bindung. Dent Labor 8, 1065-1071 (1976).
- [53] Hofstede, T. M.; Ercoli, C.; Graser, G. N.; Tallents, R. H.; Moss, M. E.; Zero, D. T.: Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface. J Prosthet Dent 84, 309-317 (2000).

- [54] Holm, C.; Tidehag, P.; Tillberg, A.; Molin, M.: Longevity and quality of FDPs: A retrospective study of restorations 30, 20 and 10 years after insertion. *Int J Prosthodont* 16, 283-289 (2003).
- [55] Jain, P., Nihill, P., Sobkowski, J., Agustin, M. Z.: Commercial soft drinks: pH and in vitro dissolution of enamel. *Gen Dent* 55(2),150-154 (2007).
- [56] Janda, R.: Gläser, Glaskeramiken und Keramiken. *Quintessenz Zahntech* 32 (11), 1264-1273 (2006).
- [57] Johnson, T.; van Noort, R.; Stokes, C. W.: Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dent Mater* 22, 330-337 (2006).
- [58] Kanani, N.: Moderne Mess- und Prüfverfahren für metallische und andere anorganische Überzüge. 1. Auflage, Expert-Verlag, Renningen (2007).
- [59] Kappert, H. F.: Keramische Verblendmassen. In: Meiners, H.; Lehmann, K. M.: *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. 1. Auflage, Hanser Verlag, München (1998).
- [60] Kappert, H. F.: Moderne Metall-Keramik-Systeme mit Omega 900. *Zahnärztl Mitteilungen* 18, 1 – 8 (1996).
- [61] Kappert, H. F.: Verarbeitungsprobleme bei Palladium- und NEM-Legierungen. In: Eichner, K.: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Band 1, 8. Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart (2005).
- [62] Kappert, H. F.; Becker, R.; Pollocek, W.: Prüfung der Biegefestigkeit von Metallkeramik-Verbundsystemen bei Verwendung verschiedener Dentallegierungen. *Dtsche Zahnärztl Z* 43, 445 (1988).
- [63] Kappert, H. F.; Riedling, W.: Eine vergleichende Studie von drei Methoden zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes bei NEM-Legierungen. *Dtsche Zahnärztl Z* 40, 1179-1186 (1985).
- [64] Kappert, H. F.; Schreck, U.; Prünte, H.; Barucha, A.; Erpelding, E.; Banholzer, M.: Prüfung von Metall-Kunststoff-Verbundsystemen durch Scher-, Biege- und axialen Zugversuch. *Dtsche Zahnärztl Z* 44, 879-881 (1989).
- [65] Keil, H.; Siebert, G.; Drewniok, J.: Vergleichende Untersuchungen zwischen dem Nichtedelmetall-Kunststoffverbund auf der Basis neuer Haftvermittler und dem Nichtedelmetall-Keramikverbund. *Zahnärztl Welt* 99, 26-31 (1990).
- [66] Keil, H.; Siebert, G.; Drewniok, J.: Vergleichende Untersuchungen zwischen dem Nichtedelmetall-Kunststoffverbund auf der Basis neuer Haftvermittler und dem Nichtedelmetall-Keramikverbund. *Zahnärztl Welt* 99, 26-31 (1990).

- [67] Kerschbaum, T.: Langzeitüberlebensdauer von Zahnersatz. Eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 55, 1113-1126 (2004).
- [68] Kerschbaum, T.: Metallkeramik – ein halbes Jahrhundert im Dienste der Patienten. Zahnärztl Mitt 96, 2716-2722 (2006).
- [69] Kerschbaum, T.; Seth, M.; Teeuwen, U.: Verweildauer von kunststoff- und metallkeramisch verblendeten Kronen und Brücken. Dtsche Zahnärztl Z 52,404 (1997).
- [70] Khalouf, E.: Einfluss verschiedener Parameter auf die Ergebnisse des Schwickerath-Versuches. Med. Diss., Berlin (2003).
- [71] Kitchens, M., Owens, B. M.: Effect of carbonated beverages, coffee, sports and high energy drinks, and bottled water on the in vitro erosion characteristics of dental enamel. J Clin Pediatr Dent 31(3), 153-159 (2007).
- [72] Kommission Arbeitsschutz und Normung: Analyse der Normung einzelner PSA-Arten. KAN-Bericht 12, Sankt Augustin (1997).
- [73] Krah, M.; Tomic, M.: Thermoschock für Metallkeramiksysteme. DZW Zahntechnik 08-09/04, 28-29 (2004).
- [74] Krumbholz, K.: Entwicklung und Eigenschaften der Aufbrennkeramik. dental-labor XLVI, Heft 02/98, 189-194 (1998).
- [75] Krumbholz, K.: Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken. ZWR 3, 193-199 (1996).
- [76] Ku, C. W.; Park, S. W.; Yang, H. S.: Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. J Prosthet Dent 88, 170-175 (2002).
- [77] Kuga, M.: Verarbeitungsfehler und deren Lösungen in der Metallkeramik. Quintessenz Zahntech 32, 9729-81 (2006).
- [78] Lei, Y. C.: The influence of different thermal expansion coefficient (TEC) between ceramic and metal on thermal stability of porcelain-fused-to metal (PFM) crown. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 26, 329-332 (1991).
- [79] Lenz, J.: Der Einfluss geometrischer Parameter auf die Größenordnung und räumliche Verteilung von Wärmespannungen in metallkeramischen Kronen. Dtsche Zahnärztl Z 38, 28-31 (1983).
- [80] Lenz, J.; Raabe, M.: Zur Abstimmung der Wärmeausdehnungskoeffizienten von Legierung, Dentin und Opaquer. Dent Labor 46/11, 1795-1801 (1998).

- [81] Lenz, J.; Schwarz, S.; Schwickerath, H.; Sperner, F.; Schäfer, A.: Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater* 6(1), 55-64 (1995).
- [82] Ludwig, K.: *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde*. 1. Auflage, Quintessenz Verlag, Berlin (2005).
- [83] Luthardt, R. G.: Ästhetische Restaurationen aus Zirkoniumdioxidkeramik. *zm* 95, Nr. 21, 62-66 (2005).
- [84] Lynch, C. D.: Pierre Fauchard and his role in the development of obturators. *British Dental Journal*, vol. 99 no. 9, 603-605 (2005).
- [85] Marx, H.: Zur Frage der Festigkeitsprüfung des Metall-Kunststoff-Verbundes. *Dtsche Zahnärztl Z* 43, 1024-1027 (1988).
- [86] Marx, R.: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsche Zahnärztl Z* 48, 229-236 (1993).
- [87] Marx, R.; Haass, C.: Zug- oder Schertest – welcher Test ist für den Verbund Metall-Kunststoff aussagekräftiger? *Dtsche Zahnärztl Z* 47, 165-168 (1992).
- [88] McLean, J. W.; Sced, I. R.: Bonding of dental porcelain to metal I, the gold alloy-porcelain bond. *Trans Brit Ceram Soc* 72, 229 (1973).
- [89] Mietko, M.: Vergleich verschiedener Prüfmethode zur Bestimmung der Verbundfestigkeit zwischen einer Kobalt-Chrom-Legierung und einer Verblendkeramik. *Med. Diss.*, Berlin (2008).
- [90] Moffa, J. P.; Jenkins, W. A.; Ellison, J. A.; Hamilton, J. C.: A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prosthodontics: A five-year study. *J Prosthet Dent* 52, 491 (1984).
- [91] Mora, G. P.; O'Brien, W.: Thermal shock resistance of core reinforced allceramic crown systems. *J Biomed Mater* 28, 189-194 (1994).
- [92] Musil, R.; Tiller, H.-J.: Die molekulare Kopplung der Kunststoffverblendung an die Legierungsoberfläche. *Dent Labor* 32, 1155 (1984).
- [93] Nicolas, F.; Repussard, J.: *Gemeinsame Normen für Unternehmen*. EU Kommission, Luxemburg (1995).
- [94] Ondracek, G.: *Werkstoffkunde - Leitfaden für Studium und Praxis*. 4. Auflage, Expert-Verlag, Renningen (1994).
- [95] Owens, B. M., Kitchens, M.: The erosive potential of soft drinks on enamel surface substrate: an in vitro scanning electron microscopy investigation. *J Contemp Dent Pract* 8(7),11-20 (2007).

- [96] Özcan, M.; Niedermeier, W.: Clinical study on the reasons for and location failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prothodont* 15, 299-302 (2002).
- [97] Palmer, D. S.; Barco, M. T.; Billy, E. J.: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67 (3), 325-327 (1992).
- [98] Pape, F.-W.; Voß, R.: Klinisches Verhalten von NEM-Dentallegierungen nach mehrjähriger Inkorporationszeit. *Dtsche Zahnärztl Z* 46, 119-123 (1991).
- [99] Pinheiro, C.: Comparative in vivo and in vitro studies on the biomechanics of maxillary partial dentures. A methodological and experimental study. *Med. Diss., Lund University Malmö* (1998).
- [100] Pjetursson, B. E.; Sailer, I.; Zwahlen, M.; Hämmerle, C. H.: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 18 (3), 73-85 (2007).
- [101] Pospiech, P.: Vollkeramik als Standard!? Vortrag anlässlich des 54. Zahnärztetages Westfalen/Lippe. Gütersloh (2008).
- [102] Prado, R. A.; Panzeri, H.; Fernandes Neto, A. J.: Shear bond strength of dental porcelains to nickel-chromium alloys. *Braz Dent J* 16, 202-206 (2005).
- [103] Püchner, J.: Der Einfluss der Brenntemperatur auf die Haftfestigkeit von zahnärztlichen metallkeramischen Verbindungen. *Med. Diss., Berlin* (1971).
- [104] Rose, D. R.: Der Haftverbund zwischen einer Kobalt-Chrom-Legierung und Keramik nach Anwendung eines neuen Sol-Gel-Tauchverfahrens zur Oberflächenkonditionierung. *Med. Diss., Berlin* (2001).
- [105] Rzanny, A.; Göbel, R.; Küpper, H.: Neueste Verblendkunststoffe- eine werkstoffkundliche Studie. *Quintessenz Zahntech* 32, 1296-1310 (2006).
- [106] Sachs, L.: *Angewandte Statistik*. 21. Auflage, Springer Verlag, Berlin (2006)
- [107] Sailer, I.; Pjetursson, B. E.; Zwahlen, M.; Hämmerle, C.H.: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 18 (3), 86-96 (2007).
- [108] Schierano, G.; Bassi, F.; Audenino, G.; Pera, P.; Carossa, S.: Bond between gold alloy and ceramic in relation to the thickness of the oxide layer. *Minerva Stomatol* 48, 577-583 (1999).

- [109] Schmitz, K. H.; Schulmeyer, H.: Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. Dental Labor 23, 1416-1420 (1975).
- [110] Schnettger, A., Zylla, I. -M., Kappert, H. F.: Prüfung der Verbundfestigkeit metallkeramischer Systeme. Quintessenz Zahntech 36, 732-738 (2006).
- [111] Schnettger, A.; Zylla, I.-M.; Kappert, H. F.: Prüfung der Verbundfestigkeit metallkeramischer Systeme. Quintessenz Zahntech 36, 732-728 (2006).
- [112] SCHOTT AG: Rechtliche Information - Vertraulichkeitshinweise - Impressum. Mainz (2008).
- [113] Schuller, R.; Damani, R. J.; Danzer, R.: Der Einfluss von Wärmebehandlungen auf das Bruch- und Thermoschockverhalten von plasmagespritztem Aluminiumoxid. Z. Metallkd. 90/8, 615-620 (1999).
- [114] Schwarz, S.; Lenz, J.; Schwickerath, H.: Zur Festigkeit des metallkeramischen Verbundes bei der Biegeprüfung. Dtsche Zahnärztl Z 43, 1152-1158 (1988).
- [115] Schwebke, K.: Investigations of bonding strength of three all-ceramic-systems. Med. Diss., Berlin (2002).
- [116] Schweitzer, D. M.; Goldstein, G. R.; Ricci, J. L.; Silva, N. R.; Hittelman, E. L.: Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. J Prosthodont 14, 239-347 (2005).
- [117] Schwickerath, H.: Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsche Zahnärztl Z 41, 266 (1986).
- [118] Schwickerath, H.: Der Einfluss unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten auf das Verhalten metallkeramischer Konstruktionen. Dtsche Zahnärztl Z 38,554-556 (1983).
- [119] Schwickerath, H.: Prüfung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik. Dtsche Zahnärztl Z 38, 21-25 (1983).
- [120] Schwickerath, H.: Was der Zahntechniker beachten sollte - Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz. dental-labor 9/92, 1501-1506 (1992).
- [121] Schwickerath, H.; Mokbel, M. A.: Grundlagen zur Prüfung des Verbundes Metall-Keramik. Dtsche Zahnärztl Z 38, 949-952 (1983).
- [122] Schwickerath, H.; Mokbel, M. A.: Über den Einfluss unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten in der Metallkeramik. Dtsche Zahnärztl Z 38, 1033-1036 (1983).
- [123] Schwickerath, H; Mosleh, I.: Verbundfestigkeit und Korrosionslösungen. Dtsche Zahnärztl Z 40, 1126-1128 (1985).

- [124] Shell, J. S.; Nielsen, J. P.: Study of the bond between gold, alloys and porcelain. *J Dent Res* 41, 1425 (1962).
- [125] Siebert, G. K.; Queisser, A.: Elementarverteilung des Verbundes Metall-Keramik im Bereich der Grenzschicht bei NEM- und EM-Legierungen. *Dtsche Zahnärztl Z* 40, 1163-1168 (1985).
- [126] Smith, T. B.; Kelly, J. R.; Tesk, J. A.: In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *J Prosthodont* 3, 138-144 (1994).
- [127] Sörgel, M.: Analysis of compoundstability between two unprecious-metal-alloys after usage differently surface-condition-technics and application differently composit-adhesives. *Med. Diss., Berlin* (2002).
- [128] Stappert, C. F. J.; Stathopoulou, N.; Gerds, T.; Strub, J. R.: Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *J Oral Rehabil* 32, 266-272 (2005).
- [129] Stark, H.: Langzeitbewährung von Einzelkronen. *Dtsche Zahnärztl Z* 62, 432-433 (2007).
- [130] Strietzel R.: Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme. 1. Auflage, Neuer Merkur, München (2005).
- [131] Strietzel, R.: Der Metall-Keramik-Verbund. Fehler bei der Verarbeitung. *Quintessenz Zahntech* 28, 1412-1421 (2002).
- [132] Strietzel, R.: Haftoxide sind für den guten Verbund wichtig, aber nicht unproblematisch. *Dtsche Zahnärztl Wochenschr Spezial* 1, 25-27 (1999).
- [133] Strietzel, R.: Kobalt-Chrom-Legierungen für Kronen und Brücken – warum eigentlich nicht? *DZW Zahntech* 03/04, 24-28 (2004).
- [134] Strietzel, R.: Quintessenz der Dentallegierungen. *Quintessenz Zahntech* 24, 5, 509-517 (1998).
- [135] Strub, J. R.: Vollkeramische Systeme. *Dtsche Zahnärztl Z* 47, 566-571 (1992).
- [136] Strub, J. R.; Türp, J. C.; Witkowski, S.; Hürzeler, M. B.; Kern, M.: Curriculum Prothetik. Band 2, 3. Auflage, Quintessenz Verlag, Berlin (2004).
- [137] Stümke, M.: Dental-Normen. *Quintessenz Zahntech* 32, 1276-1292 (2006).
- [138] Stümke, M.: Edelmetall-Legierungen. In: Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1, 8. Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart (2005).
- [139] Sundh, B.; Ödman, P.: A study of fixed prosthodontics performed at a university clinic 18 years after insertion. *Int J Prosthodont* 10, 513-519 (1997).

- [140] Tauber, M.: Die Verbundfestigkeit von Metall und Keramik. Quintessenz Zahntech 32,1052-1061 (2006).
- [141] Tauber, M.: Physikalische Hinweise zur Gerüstgestaltung. Quintessenz Zahntech 32, 384-392 (2006).
- [142] Tholey, M. J.; Stephan, M.: Haftverbundmechanismen in dentalen Schichtsystemen. Quintessenz Zahntech 33, 160-168 (2007).
- [143] Tiller, H. J., Göbel, R., Magnus, B.: Der Sandstrahlprozess und seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen I. Quintessenz 10, 1927-1934 (1985).
- [144] Ulusoy, M.; Toksavul, S.: Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. Int J Prosthodont 15, 571-4 (2002).
- [145] Van der Zel, J. M.: Alle Anforderungen an Qualität, Stabilität und Ästhetik werden erfüllt. DZW 05/05,13-15 (2005).
- [146] Verband der Keramischen Industrie e. V.: Brevier technische Keramik. 4. Auflage, Fahner Verlag, Lauf (2003).
- [147] VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG: Interne Vorgabe der Firma VITA Zahnfabrik. Bad Säckingen (2006).
- [148] VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG: Produktinformation und Verarbeitungsanweisung VITA Omega 900. Bad Säckingen (2003).
- [149] Voss, R.: Die Festigkeit metallkeramischer Kronen. Dtsche Zahnärztl Z 24, 726-731 (1969).
- [150] Voss, R.: Untersuchungen über die Verblendkrone und ihre mechanische Widerstandsfähigkeit. Zahnärztl Rdsch 66, 265-268 (1957).
- [151] Walther R.: Vergleichende Untersuchung von vier Abscher-Verfahren zur Prüfung der Haftung Metall-Keramik in Abhängigkeit verschiedener Legierungen. Med. Diss., Berlin (1994).
- [152] Walton, T. R.: An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. Int J Prosthodont 16, 177-182 (2003).
- [153] Wayler, A. H.; Chauncey, H. H.: Impact of complete dentures and impaired natural dentition on masticatory performance and food choice in healthy aging men. J Prosthet Dent 49, 427-433 (1983).
- [154] Weinstein, M.; Katz, S., Weinstein, A. B.: Fused porcelain-to-metal teeth. U. S. Patent 3.052.982 (1962).



- [155] Weiss, J.: Vergleichende Aspekte der Aufbrennkeramik bei Edelmetall- und edelmetallfreien Aufbrennlegierungen I+II. Quintessenz Zahntech, 4+5 (1978).
- [156] Weißbach, W.: Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung. 16. Auflage, Vieweg Friedrich + Sohn Verlag, Wiesbaden (2007).
- [157] Wohlwend, A.; Schärer, P.: Metallkeramik- und Vollkeramikrestorationen. Die Quintessenz 6, 981-991 (1990).
- [158] Wolff, F.: Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit zwischen Titan und Keramik in Abhängigkeit von der Vorbehandlung des Metallgerüsts. Med. Diss., Berlin (1997).
- [159] Xin, H. T.; Ma, X. X.; Li, Y. L.; Xu, F.; Guo, W. G.: The study of viscoelastic residual stresses of ceramic-metal bond. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 22, 463-465 (2004).
- [160] Zeeck, A.; Grond, S.; Papastavrou, I.: Erscheinungsformen der Materie. In: Chemie für Mediziner, 6. Auflage, Urban und Fischer, Bad Elsevier (2006).

## 9 Anhang

### 9.1 SCHWICKERATH-Versuch

#### 9.1.1 Einzelwerte des SCHWICKERATH-Versuchs

	Wirocer plus	Wiron® 99	Wirobond® SG	Wirobond® 280
1	49,16	38,77	41,79	40,72
2	47,13	44,99	48,03	31,73
3	43,17	38,82	32,91	42,49
4	57,77	42,07	42,50	46,34
5	47,86	47,85	41,23	42,12
6	53,50	42,14	54,17	29,66
7	47,53	40,41	37,98	33,82
8	50,79	34,73	40,38	30,77
9	41,95	45,30	26,48	48,39
10	51,53	39,24	42,64	46,47
11	49,54	45,44	40,90	42,45
12	50,74	38,52	45,07	40,09
	k = 3,80	k = 3,80	k = 3,70	k = 3,70

<b>Mittelwert</b>	49,22	41,52	41,17	39,59
<b>Median</b>	49,35	41,24	41,51	41,42
<b>Mittelwert/Median</b>	1,00	1,01	0,99	0,96
<b>Standardabweichung</b>	4,27	3,80	6,94	6,51
<b>Variationskoeffizient</b>	8,67	9,15	16,87	16,45
<b>min. Wert</b>	41,95	34,73	26,48	29,66
<b>max. Wert</b>	57,77	47,85	54,17	48,39

**Tabelle 25: Einzelwerte [MPa] und beschreibende Statistik des SCHWICKERATH-Versuchs bei Nichtedelmetalllegierungen**

	<b>BegoPal® 300</b>	<b>BegoCer® G</b>	<b>Bio PontoStar® XL</b>
<b>1</b>	40,78	51,07	37,81
<b>2</b>	32,07	40,85	41,78
<b>3</b>	31,80	49,96	57,90
<b>4</b>	45,77	45,24	58,74
<b>5</b>	25,48	47,09	28,58
<b>6</b>	40,68	42,69	43,87
<b>7</b>	31,27	40,75	35,98
<b>8</b>	37,51	53,46	44,25
<b>9</b>	35,55	44,90	46,37
<b>10</b>	41,26	45,11	49,90
<b>11</b>	34,92	43,38	52,18
<b>12</b>	40,30	30,80	41,56
	k = 4,50	k = 4,50	k = 4,90

<b>Mittelwert</b>	36,45	44,61	44,91
<b>Median</b>	36,53	45,01	44,06
<b>Mittelwert/Median</b>	1,00	0,99	1,02
<b>Standardabweichung</b>	5,67	5,88	8,84
<b>Variationskoeffizient</b>	15,56	13,18	19,68
<b>min. Wert</b>	25,48	30,80	28,58
<b>max. Wert</b>	45,77	53,46	58,74

**Tabelle 26: Einzelwerte [MPa] und beschreibende Statistik des SCHWICKERATH-Versuchs bei Edelmetalllegierungen**

## 9.2 VOSS-Versuch

### 9.2.1 Einzelwerte des VOSS-Versuchs

	Wirocer plus	Wiron® 99	Wirobond® SG	Wirobond® 280
1	1154,82	1377,98	1213,52	965,06
2	723,16	1389,03	1789,93	1044,02
3	1351,84	1377,98	2039,26	1253,35
4	1320,17	2536,66	2246,23	1130,53
5	842,28	1540,87	3782,52	817,67
6	849,30	986,31	2514,86	1819,49
7	711,31	1994,38	2368,52	1100,61
8	770,87	2256,04	950,06	1261,25
9	935,52	1163,50	1490,84	1501,90
10	1349,38	2253,15	2572,15	1034,98
11	1108,59	1233,59	1167,64	898,47
12	789,82	1087,72	1707,46	972,17

<b>Mittelwert</b>	992,26	1599,77	1986,92	1149,96
<b>Median</b>	892,41	1383,51	1914,60	1100,61
<b>Mittelwert/Median</b>	1,11	1,16	1,04	1,04
<b>Standardabweichung</b>	250,78	522,26	784,42	287,65
<b>Variationskoeffizient</b>	25,27	32,65	39,48	25,01
<b>min. Wert</b>	711,31	986,31	950,06	817,67
<b>max. Wert</b>	1351,84	2536,66	3782,52	1819,49

**Tabelle 27: Einzelwerte [N] und beschreibende Statistik des VOSS-Versuchs bei Nichtedelmetalllegierungen**

	<b>BegoPal® 300</b>	<b>BegoCer® G</b>	<b>Bio PontoStar® XL</b>
<b>1</b>	483,50	1211,21	1139,80
<b>2</b>	361,02	854,04	1169,80
<b>3</b>	349,70	795,43	1007,84
<b>4</b>	930,85	1008,98	878,78
<b>5</b>	324,44	1012,05	835,52
<b>6</b>	939,71	1096,45	1043,20
<b>7</b>	970,24	827,10	1161,38
<b>8</b>	844,52	830,79	1382,48
<b>9</b>	547,46	603,02	1272,19
<b>10</b>	592,81	1290,35	907,73
<b>11</b>	758,81	780,16	842,10
<b>12</b>	413,49	1013,10	973,97

<b>Mittelwert</b>	626,38	943,56	1051,23
<b>Median</b>	570,14	931,51	1025,52
<b>Mittelwert/Median</b>	1,10	1,01	1,03
<b>Standardabweichung</b>	249,63	197,25	176,09
<b>Variationskoeffizient</b>	39,85	20,90	16,75
<b>min. Wert</b>	324,44	603,02	835,52
<b>max. Wert</b>	970,24	1290,35	1382,48

**Tabelle 28: Einzelwerte [N] und beschreibende Statistik des VOSS-Versuchs bei Edelmetalllegierungen**

## 9.3 Abschrecktest

### 9.3.1 Einzelwerte des Abschrecktests

	Anzahl intakter Prüfkörper			
	Wirocer plus	Wiron <sup>®</sup> 99	Wirobond <sup>®</sup> SG	Wirobond <sup>®</sup> 280
105 °C	12	12	12	12
120 °C	12	12	12	12
135 °C	12	12	12	12
150 °C	12	10	12	12
165 °C	11	9	12	12
Spätsprünge	keine	3	keine	keine

	Umrechnung auf Überlebensrate [%]; 12 = 100 %			
	Wirocer plus	Wiron <sup>®</sup> 99	Wirobond <sup>®</sup> SG	Wirobond <sup>®</sup> 280
105 °C	100	100	100	100
120 °C	100	100	100	100
135 °C	100	100	100	100
150 °C	100	83	100	100
165 °C	92	75	100	100

Tabelle 29: Einzelwerte des Abschrecktests bei Nichtedelmetalllegierungen

	<b>Anzahl intakter Prüfkörper</b>		
	<b>BegoPal® 300</b>	<b>BegoCer® G</b>	<b>Bio PontoStar® XL</b>
<b>105 °C</b>	12	12	12
<b>120 °C</b>	12	12	12
<b>135 °C</b>	12	12	12
<b>150 °C</b>	12	12	12
<b>165 °C</b>	12	12	12
<b>Spätsprünge</b>	2	2	keine

	<b>Umrechnung auf Überlebensrate [%]; 12 = 100 %</b>		
	<b>BegoPal® 300</b>	<b>BegoCer® G</b>	<b>Bio PontoStar® XL</b>
<b>105 °C</b>	100	100	100
<b>120 °C</b>	100	100	100
<b>135 °C</b>	100	100	100
<b>150 °C</b>	100	100	100
<b>165 °C</b>	100	100	100

**Tabelle 30: Einzelwerte des Abschrecktests bei Edelmetalllegierungen**

## 9.4 Vergleiche der Prüfmethoden untereinander

### 9.4.1 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Nichtedelmetalllegierungen

	SCHWICKERATH-Versuch [MPa]	VOSS-Versuch [N]
<b>Wirocer plus</b>	49,22	992,26
<b>Wiron® 99</b>	41,52	1599,77
<b>Wirobond® SG</b>	41,17	1986,92
<b>Wirobond® 280</b>	39,59	1149,96

Tabelle 31: Ergebnis der Regressionsanalyse bei  $R^2 = 0,271$

### 9.4.2 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei Edelmetalllegierungen

	SCHWICKERATH-Versuch [MPa]	VOSS-Versuch [N]
<b>BegoPal® 300</b>	36,40	626,00
<b>BegoCer® G</b>	44,60	944,00
<b>Bio PontoStar® XL</b>	44,90	1051,00

Tabelle 32: Ergebnis der Regressionsanalyse bei  $R^2 = 0,9552$



### 9.4.3 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und VOSS-Versuch bei allen Legierungen

	SCHWICKERATH-Versuch [MPa]	VOSS-Versuch [N]
<b>Wirocer plus</b>	49,22	992,26
<b>Wiron® 99</b>	41,52	1599,77
<b>Wirobond® SG</b>	41,17	1986,92
<b>Wirobond® 280</b>	39,59	1149,96
<b>BegoPal® 300</b>	36,40	626,00
<b>BegoCer® G</b>	44,60	944,00
<b>Bio PontoStar® XL</b>	44,90	1051,00

Tabelle 33: Ergebnis der Regressionsanalyse bei  $R^2 = 0,00005$

### 9.4.4 Korrelation zwischen SCHWICKERATH-Versuch und Abschrecktest

	SCHWICKERATH-Versuch [MPa]	Abschrecktest [%]
<b>Wirocer plus</b>	49,22	92
<b>Wiron® 99</b>	41,52	75
<b>Wirobond® SG</b>	41,17	100
<b>Wirobond® 280</b>	39,59	100
<b>BegoPal® 300</b>	36,40	100
<b>BegoCer® G</b>	44,60	100
<b>Bio PontoStar® XL</b>	44,90	100

Tabelle 34: Ergebnis der Regressionsanalyse bei  $R^2 = 0,0185$

## 9.4.5 Korrelation zwischen VOSS-Versuch und Abschrecktest

	<b>VOSS-Versuch [N]</b>	<b>Abschrecktest [%]</b>
<b>Wirocer plus</b>	992,26	92
<b>Wiron® 99</b>	1599,77	75
<b>Wirobond® SG</b>	1986,92	100
<b>Wirobond® 280</b>	1149,96	100
<b>BegoPal® 300</b>	626,00	100
<b>BegoCer® G</b>	944,00	100
<b>Bio PontoStar® XL</b>	1051,00	100

**Tabelle 35: Ergebnis der Regressionsanalyse bei  $R^2 = 0,1087$**

## **Danksagung**

An erster Stelle bedanke ich mich bei Herrn PD Dr. R. Strietzel für die freundliche Überlassung des Themas und die hervorragende Betreuung während der gesamten Arbeit.

Des Weiteren danke ich den Firmen BEGO und VITA für die Bereitstellung der Materialien, Frau Elvira Liehr für die Einweisung zur Herstellung der Prüfkörper sowie Frau Monika Poppinga für ihre Unterstützung bei den Werkstoffprüfungen.

Mein Dank gilt auch meinen damaligen Chefs, Herrn Michael Rautmann und Herrn Harald Scheja, die es mir durch entsprechende zeitliche Entlastung ermöglicht haben, diese Arbeit durchzuführen.

Auch danke ich dem Dentallabor Leßner und Krüger für die kostenfreie Benutzung ihrer Geräte und die Unterstützung durch das gesamte Team.

## **Lebenslauf**

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

## **Selbstständigkeitserklärung**

Ich, Nadine Schwalbe, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Vergleichende Untersuchungen zum SCHWICKERATH-Versuch, VOSS-Versuch und Abschrecktest“ 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.

Melle, den 12.08.2008

Nadine Schwalbe