

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

DISSERTATION

**Vergleichende Untersuchung der Bruchfestigkeiten von
verschiedenen EM- bzw. EMF- Gerüsten mit
konventionellen und hochexpandierenden
Keramikverblendungen mittels des
VOSS-Versuchs**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Yvonne Jacobs
aus Hoppegarten

Datum der Promotion: 14.02.2014

Meinen lieben Eltern
und meinem Bruder
in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Abkürzungsverzeichnis.....	7
1 Einleitung.....	8
2 Literaturübersicht.....	10
2.1 Metall-Keramik-Verbundsysteme	10
2.1.1 Geschichtlicher Überblick.....	10
2.2 Legierungen	11
2.2.1 Einteilung der Legierungen	11
2.2.1.1 Einteilung nach Zusammensetzung	12
2.2.2 Edelmetalllegierungen.....	13
2.2.2.1 Goldbasislegierungen	13
2.2.2.2 Palladiumbasislegierungen	13
2.2.2.3 Silberbasislegierungen.....	14
2.2.3 Edelmetallfreie Legierungen.....	14
2.2.3.1 Kobaltbasislegierungen.....	14
2.2.3.2 Nickelbasislegierungen	15
2.2.3.3 Eisenbasislegierungen	15
2.2.3.4 Titan	16
2.3 Verfahren zur Gerüstherstellung	17
2.3.1 Gussverfahren.....	17
2.3.2 CAD / CAM.....	17
2.3.2.1 STL-Verfahren	18
2.3.2.2 SLM-Verfahren.....	18
2.3.2.3 Frästechnik	18
2.4 Dentalkeramik	19
2.4.1 Einteilung von Keramiken	19
2.4.2 Verblendkeramik	21
2.4.2.1 Konventionelle Verblendkeramik.....	22
2.4.2.2 Hochexpandierende Verblendkeramik.....	22
2.5 Anforderungen an den Haftverbund	22
2.5.1 Kaukräfte.....	22
2.5.2 Temperaturunterschiede	23
2.5.3 Chemische Anforderungen	23

2.6	Verbundkräfte im Haftverbund Metall-Keramik-System.....	25
2.6.1	Mechanische Kräfte	25
2.6.2	Adhäsive Kräfte.....	25
2.6.3	Chemische Kräfte.....	26
2.6.4	Bedeutung der Verbundkräfte	26
2.7	Werkstoffprüfungen	27
2.7.1	Mechanische Prüfverfahren	28
2.7.1.1	Prüfverfahren nach VOSS.....	28
2.7.1.2	Prüfverfahren nach SCHWICKERATH.....	31
2.7.1.3	Prüfverfahren nach SCHMITZ- SCHULMEYER.....	32
2.7.1.4	Prüfverfahren nach SHELL/ NIELSEN.....	32
2.7.1.5	Prüfverfahren nach NALLY/ BERTA	33
2.7.2	Thermische Belastungen	34
2.7.2.1	Abschrecktest	34
2.7.2.2	Thermoschocktest.....	34
2.7.2.3	Temperaturwechsellasttest	34
2.7.3	Chemische Prüfverfahren	35
2.7.4	Vergleich der Prüfmethode untereinander	36
2.8	Klinische Untersuchungen.....	38
3	Material und Methode.....	39
3.1	Material	39
3.1.1	Edelmetalllegierungen.....	39
3.1.1.1	Zusammensetzung	39
3.1.1.2	Eigenschaften der Edelmetalllegierungen.....	41
3.1.2	Edelmetallfreie Legierungen.....	43
3.1.3	Verblendkeramiken	45
3.2	Methode	47
3.2.1	Herstellung des Zahnstumpfes.....	49
3.2.2	Herstellung der Kunststoffkappchen	50
3.2.3	Fertigung der Metallgerüste	51
3.2.4	Verblendung der Metallgerüste	52
3.2.4.1	Befestigen der Kronen	54
3.2.5	Durchführung des VOSS- Test.....	54
4	Ergebnisse	57
4.1	EM-Legierungen.....	58

4.1.1	EM-Legierungen mit Vita Omega 900 verblendet	58
4.1.1.1	Bruchmuster.....	58
4.1.1.2	Verbundfestigkeit	59
4.1.2	EM-Legierungen mit Response verblendet.....	60
4.1.2.1	Bruchmuster.....	60
4.1.2.2	Verbundfestigkeit	61
4.1.3	Vergleich der EM-Legierungen.....	63
4.2	EMF-Legierungen.....	64
4.2.1	Einfluss verschiedener Verblendkeramiken auf den Verbund zu einer EMF-Legierung (Wirobond 280).....	64
4.2.1.1	Bruchmuster.....	64
4.2.1.2	Verbundfestigkeit	65
4.2.2	Kobalt-Chrom-Legierungen	67
4.2.2.1	Bruchmuster.....	67
4.2.2.2	Verbundfestigkeit	68
4.2.3	Nickel-Chrom-Legierungen	70
4.2.3.1	Bruchmuster.....	70
4.2.3.2	Verbundfestigkeit	70
4.2.4	Vergleich der EMF-Legierungen	72
4.3	Vergleich der EM- und EMF-Legierungen.....	73
5	Diskussion.....	74
5.1	Fehlerdiskussion	74
5.1.1	Einfluss der Verarbeitung.....	74
5.1.1.1	Gerüsterstellung.....	74
5.1.1.2	Keramische Verblendung.....	75
5.1.2	Fehler der Messung	76
5.1.3	Fehler des Verfahrens.....	76
5.1.4	Fehlerbewertung	77
5.2	Diskussion der Messwerte	78
5.2.1	EM-Legierungen.....	78
5.2.1.1	EM mit Vita Omega 900.....	78
5.2.1.2	EM mit der LFC-Masse Response	78
5.2.2	EMF-Legierungen	79
5.2.2.1	Einfluss verschiedener Verblendkeramiken auf den Verbund zu einer EMF-Legierung (Wirobond 280).....	79

5.2.2.2	EMF mit Vita Omega 900.....	80
5.2.3	Vergleich EM- mit EMF-Legierungen	81
5.3	Praktische und klinische Bedeutung.....	81
6	Zusammenfassung.....	84
6.1	Summary / Abstract.....	86
7	Literaturverzeichnis	88
8	Anhang.....	100
8.1	Gusstabelle	101
8.2	Oberflächenkonditionierung	102
8.3	Brenntabelle	103
8.4	Wandstärkemessungen der fertiggestellten Frontzahnkronen	104
8.5	Beschreibende Statistik der Messwerte	108
8.5.1	Edelmetalllegierungen.....	108
8.5.2	Edelmetallfreie Legierungen.....	108
8.5.3	Wirobond 280 mit diversen Verblendkeramiken.....	109
8.5.4	Hochoexpandierende Keramik (LFC- Massen)	110
	Tabellenverzeichnis.....	132
	Abbildungsverzeichnis.....	134
	Danksagung	136
	Lebenslauf.....	137
	Eidstattliche Erklärung.....	138

Abkürzungsverzeichnis

ADA	American Dental Association
CAD	computer aided design
CAM	computer aided manufacturing
DIN	Deutsches Institut für Normung
EM	Edelmetall
EMF	edelmetallfrei
KFO	Kieferorthopädie
KZBV	Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung
LFC	Low fusing ceramic
n.s	nicht signifikant
RP	Rapid Prototyping
SLM	Selective Laser Melting (Selektives Laser Schmelzen)
Stdab	Standardabweichung
STL	Stereolithographie
VMK	Vita Metall-Keramik
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
WB 280	Wirobond 280

1 Einleitung

Von jeher gibt es in der Zahnmedizin und Zahntechnik Bestrebungen, verloren gegangene Zahnhartsubstanz mittels verschiedener Methoden durch ästhetisch ansprechenden und auch haltbaren Zahnersatz zu ersetzen. Dieser Zahnersatz sollte hochwertig, biokompatibel, preiswert und ästhetisch anspruchsvoll gefertigt sein.

Anfang der 60er-Jahre gelang es der Firma Vita erstmalig die ästhetischen Vorzüge keramischer Werkstoffe mit den funktionellen Eigenschaften von Edelmetallkonstruktionen zu verbinden. Entscheidend für die Qualität dieser Materialkonstruktionen sind der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) und die Aufbrenntemperatur. Der WAK zwischen der jeweiligen Aufbrennkeramik und dem entsprechenden Metallgerüst müssen exakt aufeinander abgestimmt sein. Zudem darf die Brenntemperatur der Keramik den Soliduspunkt der Legierung nicht erreichen bzw. überschreiten. Bei einer nicht ausreichenden Berücksichtigung führt dies zu Sprüngen und Rissbildung, bis hin zum Verlust des Haftverbundes [21]. Insbesondere die hohe Sintertemperatur der anfangs verwendeten Verblendkeramiken zog die Verarbeitung kostenintensiver hochedeler Metalllegierungen mit entsprechenden Solidustemperaturen nach sich. Erst durch die Entwicklung der edelmetallfreien aufbrennfähigen Legierungen (EMF-Legierungen) in den frühen achtziger Jahren begann sich eine kostengünstigere Alternative zu etablieren [100]. Mittlerweile hat die Weiterentwicklung der so genannten LFC-Massen dazu geführt, dass dadurch eine Vielzahl von EM- und EMF-Legierungen keramisch verblendet werden können.

Für den langfristigen Erfolg solcher Entwicklungen sind ausführliche klinische Studien und In-vitro-Testverfahren Voraussetzung. Als mechanische Testversuche finden Bruchlast-, Scher-, Zug- und Torsionsprüfverfahren international ihre Anwendung. Die unterschiedlichen Kombinationen dieser Tests in Verbindung mit thermischen Methoden oder chemischen Belastungen ergeben eine Fülle von möglichen Materialprüfverfahren. Dabei hat jede Art der Testung einen anderen Ansatz und verfolgt ein anderes Ziel. Diese Tatsache erschwert die Vergleichbarkeit von Metall-Keramik-Systemen. In der Praxis ist es erstrebenswert, mit möglichst wenig Versuchsverfahren eine große Anzahl aussagekräftiger Ergebnisse zu erhalten. Dabei ist zu beachten, dass alle im Vorfeld durchgeführten in vitro Versuche klinisch übertragbar sein müssen.

Das Testverfahren nach Voss kommt verglichen mit anderen mechanischen Testverfahren der klinischen Situation sehr nah und bietet unter anderem die Möglichkeit, alle gängigen Gerüst- und Verblendmaterialien zu prüfen und direkt miteinander zu vergleichen. Die anatomische Form und auch der Produktionsvorgang sind stark an die Praxis angelehnt.

Ziel der Arbeit ist es, mit Hilfe des Voss-Tests Aussagen über die Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Edelmetall- bzw. edelmetallfreien Gerüsten und hoch- bzw. niedrighschmelzenden Verblendkeramiken zu treffen und die verschiedenen Haftverbundsysteme miteinander zu vergleichen [104].

2 Literaturübersicht

2.1 Metall-Keramik-Verbundsysteme

Aus dem ästhetischen Anspruch, Metallkronen sicher zahnfarben zu verblenden, folgte die Entwicklung von Metall-Keramik-Systemen [76]. Ein Metall-Keramik-System ist eine Verbindung aus einem metallischen Gerüst und einer keramischen Verblendung [33]. Die metallischen Gerüstwerkstoffe können sowohl aus Edelmetall- oder edelmetallfreien Legierungen bestehen.

2.1.1 Geschichtlicher Überblick

Der Entwicklung des metallkeramischen Haftverbundes gingen Versuche voraus, Zahnersatz ausschließlich mit Keramik oder Metallguss zu versorgen.

Das 1709 von BÖTTGER in Europa entwickelte Porzellan führte zur Meissner Porzellanfabrik [20, 27].

Doch aufgrund des hohen Anteils an Kaolin und nur niedrigen Bestandteilen von Quarz und Feldspat war das ästhetisch ansprechende Porzellan für die Zahnmedizin nur eingeschränkt verwendbar (Tabelle 2). Anfänglich galten in der Zahnheilkunde Gussmetalle für prothetische Restaurationen aufgrund ihrer günstigen mechanischen Eigenschaften als viel versprechend. Allerdings verhinderte die mangelhafte Ästhetik dieses Werkstoffs den universellen prothetischen Einsatz.

1728 versuchte erstmalig der Franzose FAUCHARD vergeblich, die ästhetischen Vorteile der Keramik mit den mechanischen Vorzügen des Metalls zu verbinden [83]. Erst mit der Entwicklung der so genannten Jacketkrone, gelang es LAND 1889 keramische Massen auf eine dünne Platinschicht aufzubrennen [35, 55].

Die Weiterentwicklung des Haftverbundes von SWAN und HILDEBRANDT führte 1934 zu Verblendungen mit Platin-Iridium-Gerüsten mit Porzellan, die jedoch noch sehr instabil waren.

Den Durchbruch schaffte 1952 der Amerikaner WEINSTEIN, indem er sich ein Verbundsystem patentieren lies, bei dem der WAK von Metall und Keramik exakt aufeinander abgestimmt werden konnte [56]. Erreicht wurde dies durch die Steigerung des Kaliumoxidgehaltes in der Keramik [24, 45]. In Deutschland boten 1962 die Firmen Degussa und Vita Zahnfabrik das erste in Europa entwickelte

Metall-Keramik-System mit dem Namen VMK (Vita Metall-Keramik) an. 1966 folgte die Biodent-Herador-Gold-Keramik von HERAEUS und DETRAY [47, 52].

Das Aufbrennen dentalkeramischer Massen (VMK 68) auf eine edelmetallfreie Nickel-Chrom-Legierung (Wiron) gelang 1968 der Firma BEGO [124].

Nach aktuellen Erhebungen der KZBV [54] ist die Dentalkeramik auf dem gegossenen Metallgerüst eine der am häufigsten angewandten Versorgungsformen im Bereich der festsitzenden Prothetik.

2.2 Legierungen

Seit den Anfängen der Zahnheilkunde finden Metalle als Ersatz für fehlende Zahnhartsubstanz ihre Anwendung. Im Rahmen der Goldhämmerfüllungen wird besonders aufgearbeitetes Feingold dazu verwendet, kleine Kavitäten aufzufüllen. Allerdings ist diese Form der Füllungstherapie eine der wenigen Ausnahmen in denen „reine Metalle“ ihre Anwendung finden [61]. Aufgrund ihrer unzureichenden mechanischen Eigenschaften werden Metalle in der Zahnmedizin hauptsächlich als Bestandteil von Legierungen verwendet.

Legierungen (lat. legare = vermischen) entstehen durch die Vereinigung unterschiedlicher Komponenten. Legierungskomponenten können aus Metallen und Nichtmetallen bestehen. Dabei darf der Begriff Legierung bei einer Verbindung von Metall und Nichtmetall nur verwendet werden, solange der Metallcharakter weiterhin erkennbar ist. Generell können Ausgangsmetalle durch das Legieren wesentlich verändert und den gewünschten Eigenschaften angepasst werden [36]. Durch die großen Variationsmöglichkeiten von Legierungskomponenten sind in Deutschland mittlerweile über 1200 Dentallegierungen in Gebrauch [117].

2.2.1 Einteilung der Legierungen

In der zahnärztlichen Werkstoffkunde werden Dentallegierungen anhand ihrer Zusammensetzung unterteilt. Bei differenzierter Betrachtung ist aber auch eine Einteilung von Dentallegierungen aufgrund ihrer Anwendungsmöglichkeiten, ihrer Herstellungsart und ihren mechanischen Eigenschaften möglich.

2.2.1.1 Einteilung nach Zusammensetzung

Chemisch lassen sich Legierungen entsprechend ihrer Zusammensetzung in Edelmetall- und edelmetallfreie Legierungen klassifizieren [25, 97]. Die ADA unterscheidet zudem noch Edelmetalllegierungen in hochedle und edle Legierungen [11].

Tabelle 1: Chemische Zusammensetzung von Dentallegierungen [79]

EM-Legierungen		EMF-Legierungen
hochedel	Goldlegierungen: - hochgoldhaltig (70 % - 95 % Au) - goldreduziert (40 % - 69 %) Au-Pt Au-Pd Au-Ag Au-Cu	Kobaltlegierungen: Co-Cr-Mo Co-Cr-W
		Nickellegierungen: Ni-Cr-Co Ni-Fe-Cr Ni-Cr-Mo Ni-Ti
edel	Palladiumlegierungen: Pd-Au Pd-Ag Pd-Cu	Eisenlegierungen: Fe-Ni-Cr Fe-Cr-Ni
	Silberlegierungen: Ag-Au Ag-Pd	Titan und Titanlegierungen

2.2.2 Edelmetallegierungen

2.2.2.1 Goldbasislegierungen

Goldbasislegierungen werden nach ihrem Goldgehalt in hochgoldhaltige und goldreduzierte Legierungen differenziert [11].

Hochgoldhaltige Legierungen bestehen zu mind. 65 % aus Gold und bis zu 15 % Platin und Palladium. Sie werden auch „Platingold“ genannt.

Hochgoldhaltige Legierungen sind besonders korrosionsbeständig und lassen sich gut verarbeiten. Sie werden nach DIN EN ISO 22674 anhand ihrer Belastbarkeit nochmals in verschiedene Festigkeitsklassen unterteilt [16].

Goldreduzierte Legierungen setzen sich aus Gold, Silber und Palladium zusammen und werden auch als „Spargold“ bzw. „Blassgold“ bezeichnet. Dieses „Spargold“ wurde aus Kostengründen entwickelt und besteht zu mind. 50 % aus Gold und max. 15 % aus Palladium. Ein geringer Goldanteil reduziert die Gelbfärbung der Legierung und hat im Vergleich zur Hochgoldlegierung auch negative Einflüsse auf die Korrosionsbeständigkeit und Verarbeitungseigenschaften [48, 65, 108].

2.2.2.2 Palladiumbasislegierungen

Palladiumbasislegierungen lassen sich anhand ihrer Zusammensetzung in drei Gruppen unterteilen:

- Palladium-Silber-Legierungen setzen sich aus ca. 60 % Palladium, 30 % Silber und bis zu 16 % Gold bzw. bis zu 14 % aus unedleren Metallen wie Zinn, Gallium und Indium zusammen.
- Palladium-Zinn-Legierungen bestehen aus mind. 80 % Palladium und max. 20 % Nichtedelmetallen wie Zinn, Gallium und Indium.
- Palladium-Kupfer-Legierungen bestehen zu max. 79 % aus Palladium und Kupfer zu 8 % - 13 %. Weitere Bestandteile sind Gallium und geringe Mengen an Zinn.

Palladiumbasislegierungen mit einem hohen Zinn- oder Kupferanteil sollten auf Empfehlung des Bundesgesundheitsamtes vom 01.08.1993 nur noch verwendet werden, wenn der Nachweis der Bioverträglichkeit erbracht wurde [43, 108].

2.2.2.3 Silberbasislegierungen

Silberbasislegierungen lassen sich in „weiße“ und „gelbfarbene“ Legierungen unterscheiden. Allgemein enthalten die Silberbasislegierungen Silber und Palladium als Hauptbestandteile.

Die „weißen“ Silberbasislegierungen zeichnen sich durch einen hohen Silberanteil von 40 – 70 % aus. Des Weiteren ist Palladium mit 20 – 30 %, Kupfer mit ca. 15 % und Gold mit bis zu 10 % enthalten.

Die „gelbfarbenen“ Silberbasislegierungen unterscheiden sich durch einen erhöhten Gold- bzw. Indiumanteil.

Aus den im Vergleich zu anderen Edelmetalllegierungen geringen Anteilen an Gold und Palladium resultiert eine schlechte Aufbrennfähigkeit, geringe Farbbeständigkeit und Mundbeständigkeit.

Während ein Großteil der „weißen“ Silberbasislegierungen nicht keramisch verblendbar ist [97], ergeben sich aus Weiterentwicklungen von „gelben“ Silberbasislegierungen Alternativen zu anderen aufbrennfähigen EM-Legierungen [106].

2.2.3 Edelmetallfreie Legierungen

2.2.3.1 Kobaltbasislegierungen

In Deutschland werden im Bereich der EMF-Legierungen die Kobaltbasislegierungen am häufigsten angewandt [115, 126]. Sie dienen zur Herstellung von Kronen, Brücken und insbesondere Modellgussprothesen [103].

Kobaltbasislegierungen bestehen überwiegend aus Kobalt und zu ca. 20 % aus Chrom. Weitere Bestandteile dieser Legierung sind Molybdän, Mangan, Silizium und Wolfram.

Aus den Wechselwirkungen der Legierungsbestandteile resultiert hohe Festigkeit und Härte von Kobaltbasislegierungen. Insbesondere die Verbindung von Kobalt und Chrom bildet nach dem Abkühlen eine Struktur mit hoher mechanischer Festigkeit aus. Die aus der Oxidation von Chrom hervorgegangene „Passivierungsschicht“ erhöht die Korrosionsresistenz und macht diesen Legierungstyp mundbeständig. Diese Chromoxidschicht bleibt auch in der Mundhöhle erhalten. Während Legierungsbestandteile wie Kohlenstoff, Molybdän und Wolfram die Stabilität der

Legierung zusätzlich erhöhen, agieren das Mangan als Antioxidations- und Silizium als Flussmittel der Schmelze [18, 48, 57].

2.2.3.2 Nickelbasislegierungen

Neben Nickel sind weitere Bestandteile dieser Legierung Chrom (15 % - 20 %) und geringe Mengen von Molybdän, Aluminium, Silizium und Mangan [26].

Ein hoher Chromanteil (ca. 20 %) in Verbindung mit einem Molybdängehalt von mind. 4 % garantiert eine ausreichende Korrosionsresistenz der Legierung. Ein reduzierter Anteil dieser Legierungsbestandteile ermöglicht in der Mundhöhle eine Sensibilisierung für das allergene Potential des Elements Nickel [100, 102].

In der Zahnmedizin sind Nickel-Chrom-Legierungen weltweit die vorherrschenden Materialien für Kronen- und Brückenversorgungen.

Nickel-Titan-Legierungen finden in der KFO als elastische Drähte (Nitinol) ihre Anwendung [26].

2.2.3.3 Eisenbasislegierungen

Eisenbasislegierungen bestehen überwiegend aus Eisen und Kohlenstoff. Wird der Anteil anderer Legierungskomponenten auf über 5 % erhöht, dann wird diese Eisenbasislegierung als Edelstahl bezeichnet. Ein hoher Nickelanteil in Kombination mit einem besonderen Abschreckverfahren verleiht dem Edelstahl eine hervorragende Kaltverformbarkeit. Dieses hat zur Folge, dass Zugfestigkeit und Härte der Legierung proportional mit dem Grad der Verformung zunehmen und gleichzeitig die Dehnbarkeit herabsetzen [4].

Nur spezielle Edelstähle finden in der Zahnheilkunde als Klammerdrähte oder Brackets ihre Einsatzberechtigung [26].

2.2.3.4 Titan

Titan verfügt über eine hohe Festigkeit und Korrosionsbeständigkeit. Des Weiteren besitzt Titan ein niedriges spezifisches Gewicht und eine hohe Biokompatibilität [127]. Charakteristisch für Titan ist seine spontane Passivierung. Hierbei bildet sich durch Reaktion mit Sauerstoff innerhalb kürzester Zeit eine dichte und stabile Oxidationsschicht auf der Titanoberfläche. Diese Passivierungsschicht unterbindet elektrochemische Reaktionen in der Mundhöhle. Nachteile aus dieser starken Reaktivität ergeben sich für die Verarbeitung von Titan. Dennoch findet es in der enossalen Implantation über einen langen Zeitraum erfolgreich seine Anwendung [66, 72].

2.3 Verfahren zur Gerüstherstellung

2.3.1 Gussverfahren

In der Zahntechnik wird der Guss als Überführung der Schmelze in die Muffel bezeichnet [19]. Diese Überführung wird je nach Art und Intensität in unterschiedliche Gussverfahren eingeteilt. Unterschieden werden der statische Guss, der Schleuderguss, der Druckguss und der Vakuum-Druckguss.

Während der statische Guss auf der Schwerkraft der Schmelze basiert, ist das Schleudergussverfahren auf die rotationsbedingte Entstehung der Zentrifugalkraft angewiesen. Im Vergleich zu anderen Gussystemen bedarf es beim statischen Guss aufgrund einer relativ großen Oberflächenspannung der Schmelze einer größeren Menge der Ausgangslegierung. Das Verfahren des Schleudergusses eignet sich insbesondere für Legierungen mit einer hohen Dichte. Zudem fördert die Zentrifugalkraft Formfüllung und Porenfreiheit des Gusses [65]. Beim Druckguss wirken Kräfte in Form von Gasen auf die Einbettmasse und die Schmelze ein. Allerdings kann durch Aufnahme von Gasen während des Gussprozesses die Entstehung von Mikroporositäten begünstigt werden. Dagegen nutzt das Vakuum-Druckverfahren durch die Evakuierung des Gussraumes den Unterdruck zusätzlich aus. Dadurch ist dieses Verfahren nicht von der Legierungsdichte abhängig [128].

2.3.2 CAD / CAM

In der Zahnheilkunde stehen die Begriffe CAD (computer aided design) und CAM (computer aided manufacturing) für die rechnerunterstützte Konstruktion und Fertigung von prothetischem Zahnersatz. Im Verlauf dieses Fertigungsprozesses werden während der CAD-Phase Daten eines Entwurfmodells digitalisiert und gegebenenfalls den gewünschten Anforderungen angepasst. Das konstruierte Modell wird in der CAM-Phase in einem automatisierten Fertigungsprozess plastisch umgesetzt. Dabei können, abhängig von der Art des Fertigungsverfahrens sowohl die Werkstoffe, als auch die Fertigungsabläufe stark variieren. Hierbei wird das CAM-Verfahren in additive und substraktive Fertigungsverfahren unterschieden [91, 105].

Additive Verfahren sind aufbauende bzw. wachsende Fertigungsprozesse, bei denen Werkstoffe automatisiert miteinander verbunden werden. Dabei sind substraktive

Verfahren abtragende bzw. reduzierende Fertigungsverfahren, bei denen spezifische Modellformen aus kompakten Werkstoffen herausgearbeitet werden.

2.3.2.1 STL-Verfahren

Die Abkürzung STL setzt sich aus den Worten stereos und Lithographie zusammen und bedeutet soviel wie „räumliches Schreiben“. Mit Hilfe der gescannten Daten wird eine definierte Form aus Photopolymeren gebildet. Der Modellwerkstoff wird aus feinen, nebeneinander angeordneten Düsen entsprechend der Scandaten schichtweise aufgetragen und mit UV-Strahlung auspolymerisiert. Im weiteren Verlauf werden die ausgehärteten Schichten entsprechend der Formgebung weiter „besprüht“ und polymerisiert, bis das gewünschte Werkstück fertig ist.

Geometrien, wie z. B. Überhänge können mit speziellem Wachs gestützt werden, dass aber nach der Aushärtung des Werkstücks wieder entfernt wird. Der Großteil der Metallköppchen wurde auf Basis des STL-Verfahren gefertigt. Hierzu wurden die produzierten Kunststoffköppchen gusstechnisch weiterverarbeitet.

2.3.2.2 SLM-Verfahren

SLM ist die Kurzform von „selective laser melting“ und bedeutet übersetzt „selektives Laserschmelzen“. Es gehört zur Gruppe der Strahlschmelzverfahren und ist ein generatives Fertigungsverfahren, bei dem der entsprechende Werkstoff in Pulverform durch einen Laser verschmolzen wird. Die gezielte Laserbehandlung führt zu lokalen Verschmelzungen und der Ausbildung einer festen Materialschicht. Durch das stufenweise Absenken der Grundfläche und das Aufbringen neuen Pulvers ergibt sich Raum für die Härtung weiterer Schichten und damit der Bildung plastischer Körper [53, 58, 85, 105]. Das selektive Laserschmelzen ist ebenfalls ein additives CAM-Verfahren.

2.3.2.3 Frästechnik

Das Fräsen ist ein substraktives CAM-Verfahren. Bei diesem Fertigungsverfahren wird anhand individueller Daten eine gewünschte Modellform aus einem Werkstoffblock vollautomatisch herausgefräst. Der Werkstoffblock kann dabei jeweils aus unterschiedlichen Materialien (Metall, Keramik, Kunststoff) bestehen.

2.4 Dentalkeramik

Als keramische Werkstoffe werden Stoffe bezeichnet, die aus nichtmetallischem, anorganischem Pulver geformt und durch einen Sintervorgang verfestigt werden. Eine Verblendkeramik ist ein niedrigschmelzendes Glas mit eingebetteten Leuzitkristallen und anderen keramischen Phasen [6, 11].

Der Name Keramik stammt vom griechischem Wort „keramos“ ab und bezeichnet den Töpferthon. Hauptbestandteile von dentalkeramischen Massen sind Feldspat, Quarz und Kaolin [62].

Tabelle 2: prozentualer Anteil (Massen-%) der Hauptbestandteile von Dentalkeramiken [104]

	Dentalkeramik	Porzellan
Feldspat	70 - 80	25 - 30
Quarz	10 - 30	20 - 25
Kaolin	0 - 5	50 - 70
Metalloxide	0 - 80	nicht enthalten

2.4.1 Einteilung von Keramiken

Möglichkeiten der Einteilung von Keramiken ergeben sich aus ihrer klinischen Verwendung, Zusammensetzung, Brenntemperatur, Herstellungsverfahren und Befestigungsmöglichkeiten (Tabelle 3).

Aufgrund ihrer Zusammensetzung werden Keramiken in Silikatkeramik, Oxidkeramik und Nichtoxidkeramik unterschieden [42, 52].

Silikatkeramiken gelten als Basis der heutigen Dentalkeramiken [7] und bestehen aus den Grundstoffen Feldspat, Quarz und Kaolin (Tabelle 2). Variationen dieser Ausgangsstoffe entscheiden beim Sintervorgang über die Entstehung von Steingut oder Porzellan [52, 110].

Die Struktur wird von einer Glasmatrix aus Siliziumoxid gebildet, in der winzige Leuzitpartikel eingelagert sind.

Als nichtoxidische Keramiken werden Stoffe, wie Carbide, Nitride, Boride oder Silizide bezeichnet und finden wegen ihrer oftmals dunklen Färbung in der Zahnmedizin keine Verwendung [30].

Oxidkeramiken unterscheiden sich von anderen Keramiken durch die Zugabe von Zusatzstoffen, welche die Materialeigenschaften entscheidend verbessern können.

So haben Metalloxide Einfluss auf die Keramik. Karbonate und Phosphate können die Schmelztemperatur beeinflussen und mit Hilfe des Leuzits lässt sich der thermische Ausdehnungskoeffizient variieren [62, 84].

Allgemein gelten Oxidkeramiken als hart, druckfest, chemisch resistent und elektrisch isolierend [109].

Tabelle 3: Einteilungsarten von Dentalkeramik [28, 104]

Einteilung nach	Bezeichnung
Verwendung	Gerüstwerkstoff Verblendwerkstoff
Zusammensetzung	Silikatkeramik (Feldspatkeramik) Oxidkeramik
Brenntemperatur	hochschmelzend niedrigschmelzend
Herstellungsverfahren	Gießen Pressen Sintern CAD/CAM
Befestigung	zementieren adhäsiv

2.4.2 Verblendkeramik

Den Hauptanteil der Verblendkeramik bilden leuzitverstärkte Silikatkeramiken. Bei diesen „Glas-Keramiken“ sind keramische Phasen, die häufig aus Feldspäten und Leuzit gebildet werden, in eine Glasphase (meist auf Quarzbasis) gebettet [34, 60].

Der Leuzitanteil einer konventionellen Verblendkeramik beträgt ca. 25 %. Um den WAK von Verblendkeramiken dem WAK von Legierungen anzupassen, kann dieser Leuzitanteil entsprechend variiert werden [63]. Eine hohe Stabilität des Verbundes wird dann erreicht, wenn der WAK der Verblendkeramik um ca. 10 – 15 % unter dem WAK der Aufbrennlegierung liegt. Dieses wird möglich durch eine Steigerung des Leuzitgehaltes innerhalb der keramischen Masse. Zusätzliche Brände verstärken, bei bestimmten Zusammensetzungen, ebenfalls die Bildung von Leuzit und wirken sich damit erhöhend auf den WAK aus [104].

Prinzipiell ergibt sich während des Abkühlens eine WAK-bedingte geringfügig ungleiche Kontraktion der beiden Werkstoffe. Das Metallgerüst gerät hierbei unter Zugspannung, während die Verblendkeramik auf die Legierung unter Druck aufschumpft.

Tabelle 4: Gegenüberstellung der WAK-Werte unterschiedlicher Keramikarten [104]

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

2.4.2.1 Konventionelle Verblendkeramik

Als konventionelle Keramiken werden überwiegend leuzitverstärkte Silikatkeramiken verwendet. Dieser Werkstoff wird auch als hochschmelzende Keramik bezeichnet, da sie bei Temperaturen von über 900 °C aufbrennfähig sind [41].

2.4.2.2 Hochexpandierende Verblendkeramik

Hochexpandierende Verblendkeramiken werden auch als niedrighschmelzende Aufbrennkeramiken bezeichnet. Durch die Zugabe von netzwerk-trennenden Stoffen besitzen diese Werkstoffe eine reduzierte Schmelzphase. Indem der Keramik zusätzlich noch alkalisches Oxid zugegeben wird, lässt sich der WAK stabilisieren. Aufgrund dieser Eingriffe verfügen diese Verblendkeramiken bereits ab einer Brenntemperatur von ca. 700 °C einen ausreichenden WAK für viele Legierungen [41, 52].

2.5 Anforderungen an den Haftverbund

2.5.1 Kaukräfte

Das orofaziale System ist in der Lage, Kaukräfte zu entwickeln, die bei Extrembelastungen über 1000 N erreichen können [5]. Kaukräfte orientieren sich in ihrem Wirken an der Ausrichtung der erzeugenden Muskulatur [116]. In der Mundhöhle sind die Kaukräfte nicht konstant. Der Kauprozess im Mund verläuft sehr komplex, ist vielförmig und daher schwer zu simulieren. Eine lineare Belastung nach Kausimulation bis zum Versagen hat keine klinische Parallele [71].

In der Literatur werden funktionelle und maximale Kaukräfte unterschieden. Die funktionellen Kaukräfte wirken beim Zermahlen von Nahrung und erreichen im Bereich des ersten Molaren Werte von 150 N bis 250 N. Bei starken Belastungen durch Pressen oder Knirschen können sich diese Kräfte auf bis zu 800 N steigern [44] und in Extremsituationen sogar 1000 N überschreiten [5]. Neben den Messwertunterschieden der einzelnen Zähne zeigen die durchschnittlichen Kaukräfte des Mannes um 20 % höhere Werte als die von Frauen [80].

Studien von PAPHANGKORAKIT und OSBORN beschrieben Kaukräfte zwischen 50 N und 240 N im Frontzahnbereich [74].

In einer Veröffentlichung von KÖRBER/LUDWIG 1983 [49] werden für die Frontzähne Kaukräfte von 150 N bis 200 N beschrieben. Dabei nimmt die Kaukraft von anterior nach posterior zu, wobei das Kaukraftzentrum zwischen dem zweiten und dritten Molaren liegt.

Diese starken Veränderungen der wirkenden Kräfte führen zu wechselnd auftretenden Spannungen innerhalb des Haftverbundsystems. Bei extremen Kaukräften können die entstehenden Spannungen die Festigkeit des Verbundes übertreffen. Dies kann vom Materialbruch bis hin zur Ablösung des gesamten Verbundes führen. TINSCHERT hat versucht, die Vielfalt der in der Literatur beschriebenen Kaukräfte zu vereinheitlichen. Er bezieht sich dabei auf einen Mittelwert der Kaukraft im Frontzahnbereich von 200 N. Unter Berücksichtigung des Ermüdungsverhalten von Keramiken, die im Laufe der Zeit nur noch die Hälfte der Anfangsbruchfestigkeit aufweisen [9], wird der angenommene Mittelwert verdoppelt. Somit ergibt sich eine Art Norm- bzw. Grenzwert für Frontzähne von 400 N für die Bruchfestigkeit von Haftverbundsystemen [113, 114].

2.5.2 Temperaturunterschiede

Temperaturschwankungen im Mundraum treten überwiegend während der Nahrungsaufnahme, des Sprechens und Atmens auf. Bei einer physiologischen Körpertemperatur von 35,8 °C - 37,2 °C [78] kann es durch diese thermischen Einflüsse zu Temperaturschwankungen von bis zu 90 °C kommen, die in der Literatur beschrieben, auch von den Probanden toleriert wurden [75].

Die Belastungen durch diese Temperaturwechsel betreffen sowohl die anatomischen Strukturen in der Mundhöhle, als auch die konservierenden und prothetischen Versorgungen. Die Akzeptanz des Metall-Keramik-Haftverbunds gegenüber diesen Temperaturschwankungen ist umso größer, je weniger Spannung innerhalb des Verbundsystems vorhanden ist [118].

2.5.3 Chemische Anforderungen

Der Speichel dient als Schutz der Zähne und des Zahnersatzes vor chemischen Einflüssen, indem er mit einem pH- Normwert von ca. 7 die Zahnreihen umspült.

Werden bestimmte Nahrungsmittel (z. B. Obst), Getränke (z. B. Cola) oder Medikamente (z. B. Aspirin / ASS) konsumiert, verschiebt sich der pH- Wert des Speichels. Erst nach fast 30 bis 60 min kann die Pufferwirkung des Speichels den Ruhe- pH- Wert wieder herstellen (Stephan-Kurve) [32].

Allgemein führt ein niedriger pH-Wert im Mund zu erosiven Prozessen an den Zähnen, zu Korrosion [90] am Metallkeramikverbundsystem und zur Hydrolyse der Keramik. Folge dieser Abläufe sind negative Auswirkungen auf die Biokompatibilität und Stabilität der zahntechnischen Restauration.

Bei korrosiven Vorgängen im Mund reagieren die Legierungsbestandteile elektrochemisch mit der Umgebung. Dabei fungiert der Speichel als Elektrolyt und kann so Metallionen aus dem Metallgerüst lösen. Für den Patienten kann dieser Vorgang Materialschwächung, Farbveränderung oder Sensibilisierung zur Folge haben.

Die Hydrolyse beschreibt in diesem Fall die Umwandlung keramischer Grundmasse aus dem Haftverbund in eine Lösung. Hydrolytische Abläufe führen zu einem subkritischen Risswachstum. Dabei wird die Bildung von Rissen in der Keramik durch Wasser um ein Vielfaches beschleunigt. Dieser Prozess kann bei „Normalbelastungen“ der Verbundzone zu spontanen Abplatzungen bzw. Brüchen führen.

2.6 Verbundkräfte im Haftverbund Metall-Keramik-System

Der Verbund zwischen Metallgerüst und Verblendkeramik wird durch Kräfte zusammengehalten. Unterteilen lassen sich diese Kräfte in mechanische-, adhäsive- und chemische Kräfte.

2.6.1 Mechanische Kräfte

Die Bildung der mechanischen Haftkräfte beginnt während der Aufschumpfungsphase zwischen Metall und Keramik. Diese Phase tritt ein, sobald sich das Metallgerüst auf unter 600 °C abkühlt. Dabei gerät die Verblendkeramik unter Druckspannung. Diese Art der Spannung ist das Resultat des 10 – 15 % niedrigeren WAK der Keramik [33, 62, 95]. Die Dauer des Abkühlvorgangs nimmt Einfluss auf den WAK-Wert [2].

Weitere Kräfte zur Steigerung der Verbundfestigkeit ergeben sich aus der Oberflächenkonditionierung der Aufbrennlegierung. Erreicht wird dies durch die Verwendung von rotierenden Instrumenten auf der Metalloberfläche. Eine derartige Materialbehandlung führt zu einer zusätzlichen Oberflächenvergrößerung. Aufgrund einer größeren Oberfläche ergeben sich mehr Möglichkeiten zur Bildung chemischer Verbindungen und mikromechanischer Retentionen [8, 24, 31].

2.6.2 Adhäsive Kräfte

Der adhäsive Haftverbund zwischen Keramik und Metall wird von den Van-der-Waals Kräften gebildet [101]. Bei diesen Kräften handelt es sich um Wasserstoffbrücken und dipolbedingte, intermolekulare Wechselwirkungen [104]. Die Bedeutung der Adhäsion liegt weniger im eigentlichen metallkeramischen Haftverbund, vielmehr bewirken die adhäsiven Kräfte eine verbesserte Benetzbarkeit der keramischen Massen mit der Legierung durch die Verringerung der Oberflächenspannung der Verblendkeramik [63].

2.6.3 Chemische Kräfte

Der chemische Verbund entsteht zwischen dem Metallgerüst und der Verblendkeramik während des Brennvorgangs. Da in der Keramik überwiegend kovalente Bindungen vorherrschen und bei den Legierungen metallische Bindungen bestehen, sind chemische Wechselwirkungen nahezu ausgeschlossen. In Metall- Keramik- Verbundsystemen wirken chemische Kräfte über Brückenbindungen zwischen Haftoxiden und keramischen Bestandteilen (Silizium). Während bei Edelmetall- Keramik- Verbundsystemen Nichtedelmetalle wie Indium, Gallium oder Zinn als Oxidbildner fungieren, funktioniert dies bei Edelmetallfreien- Keramik- Verbundsystemen durch Nichtedelmetalle, die sich an die Passivierungsschicht ankoppeln (Chromoxid) [120, 125]. Bei diesen Vorgängen kommt es zu Lösungsvorgängen des Oxids in der Schmelzphase der Dentalkeramik, wodurch sich Mischoxide aus Teilen der Metalloxidschicht und der keramischen Grundmasse bilden [50]. Da die Oxidschicht adhäsiv und mechanisch mit dem Metallgerüst verankert ist, verliert sie im Verlauf dieses Prozesses nicht den Kontakt zur metallischen Basis.

Die Stärke von chemischen Kräften im Verbund ist abhängig von der Haftoxidschichtstärke. Ideal wäre eine monomolekulare Oxidschicht. Aus einer übermäßigen Oxidation der Aufbrennlegierung resultieren dicke Oxidschichten, die dann allerdings als Trennschichten wirken und den Haftverbund erniedrigen. Dagegen sind dünne Oxidschichten nur eingeschränkt belastbar und übermäßig stark bruchgefährdet [94, 24].

2.6.4 Bedeutung der Verbundkräfte

EICHNER gibt folgende Gewichtung der einzelnen Haftkräfte an [18]:

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

2.7 Werkstoffprüfungen

Die Bedeutung von Prüfverfahren liegt in ihrer Aussagekraft, Zweckdienlichkeit und Reproduzierbarkeit. Prüfergebnisse liefern Aussagen über die Qualität und Möglichkeiten des klinischen Einsatzes der untersuchten Werkstoffe. Diese Aussagen werden durch in vivo- und in vitro- Studien getroffen.

Allgemein werden Prüfungen von Werkstoffen im Dentalbereich in mechanische, thermische oder chemische Versuche unterteilt. Aus dieser Aufteilung ergeben sich spezifische Versuchsanordnungen für konkrete Fragestellungen. Bei komplexeren Untersuchungen sind auch Kombinationen oder Variationen von Prüfverfahren möglich [67].

Tabelle 5: Einteilung der Prüfverfahren [93]

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

2.7.1 Mechanische Prüfverfahren

2.7.1.1 Prüfverfahren nach VOSS

Das von VOSS [121] 1969 vorgestellte Prüfverfahren gehört zur Gruppe der Bruchlastversuche. Mit einer Druckprüfung werden Material- und Verbundeigenschaften von keramischen und metallkeramischen Haftverbundsystemen ermittelt.

Die Prüfkörper dieses Tests entsprechen standardisierten Frontzahnkronen, die auf polierte und standardisiert dublierte Metallstümpfe zementiert werden. Die Prüfung erfolgt nach der vollständigen Aushärtung des Befestigungszements (bei schnellhärtendem Harvardzement nach mind. 2 h). Hierbei wird durch einen Stempel, der in einem Winkel von 45° zur Achse des Zahnstumpfes angreift, von inzisal Druck auf die Krone ausgeübt. Ziel ist es, die Höhe der Druckkraft zu ermitteln, bei der ein Bruch des Haftverbundsystems provoziert wird [40]. Diese Kraft wird in Newton gemessen und gibt die Bruchfestigkeit des Materials an. Die Bruchfestigkeit ist abhängig von der Zusammensetzung des Werkstoffs und der Prüfkörpergeometrie [22].

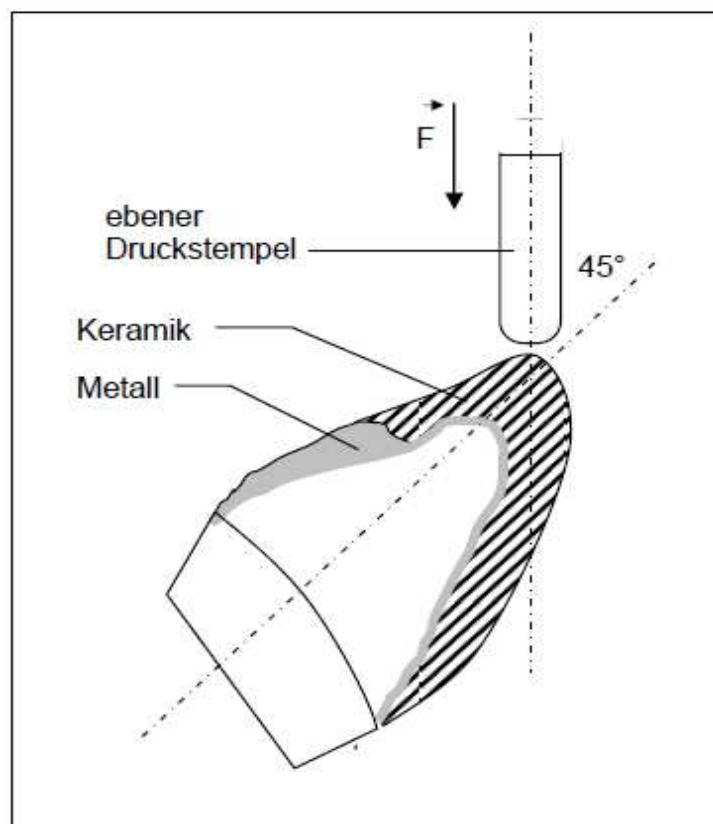


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Bruchlastversuches nach VOSS
(nach C. REINSCH [79])

Der wesentliche Vorteil des Versuchs nach VOSS besteht in dem engen Bezug zur klinischen Situation. Aufgrund der Versuchsanordnung des Testverfahrens ist eine Prüfung aller Kombinationen von Gerüst- und Verblendmaterialien möglich. Das ist ein wesentlicher Vorteil gegenüber anderen mechanischen Prüfverfahren. Ein Nachteil dieses Testverfahrens ist die uneinheitliche Krafteinwirkung auf den Prüfkörper. Die komplexe Prüfkörpergeometrie der Zahnkronen führt zu Variationen des Kraftangriffspunktes und damit zu einer großen Streuung der Messdaten [111].

Trotz des Versuches der Standardisierung von Arbeitsabläufen und Kontrollen von Arbeitsschritten, sind die Schichtstärken der einzelnen Verblendkeramiken (Opaker, Dentinmassen, etc.) nur bedingt einzuhalten. Generell ist die Qualität der Prüfkörper abhängig vom Geschick des „Technikers“. Da weder Geometrien noch Prüfungsbedingungen vorgegeben sind, ist ein Vergleich zu anderen Studien nur begrenzt möglich. Dennoch sind Messwerte aktueller Studien zum VOSS-Test, wie in der nachfolgenden Tabelle aufgelistet, für die Einordnung der eigenen Ergebnisse sehr hilfreich.

Tabelle 6: Zusammenfassung von Messwerten aktueller Studien mit dem VOSS-Test

[23, 28, 38, 67, 86, 93]

	Haftverbundsystem (HVS)	Mittelwerte (in N)	Min.(N)	Max.(N)
2013 M.JACOBS an OK-Frontzahn 21	Metall-Keramik-HVS (EMF mit BeCePress)	902 (WBC+) 1236 (Wirocer Plus)	570	1547
	(EM mit BeCePress)	1036 (Bio PontoStar) 1285 (BegoPal 300)	463	1453
	Vollkeramik-HVS	421 (Empress) 1163 (BeCe CAD Zirkon)	207	1863
2009 N.SCHWALBE an OK-Schneidezahn	Metall-Keramik-HVS (EMF)	992 (Wirocer Plus) 1987 (Wirobond SG)	711	3783
	(EM)	626 (Bego Pal 300) 1051 (BioPontoStar XL)	324	1382
2008 M.MIETKO an OK-Frontzahn 21	Metall-Keramik-HVS EMF (Wirobond C) (unterschiedl.Lagerung)	1401 2836	592	3656
2007 M.GLIMM an OK-Schneidezahn	Metall-Keramik-HVS (EMF)	703 (WBC+, Duc.Kiss) 1086 (WBC+, VM13)	380	1389
	Vollkeramik-HVS	1255 (BeCeCAD Circon)	712	1595
2006 M.RUDOLPH an OK-Frontzahn 21	Metall-Keramik-HVS (lasergeschmolzen) (gegossen)	1887 (WBC+) 2080 (Wirobond C)	1359 1232	2606 3377
2005 S.FRANZKOWIAK OK-Eckzahn (CICERO-Verfahren)	Vollkeramik-HVS (Synthoceram/Sintagon) Zircagon/Zircagon)	1045 2972	980 2274	1202 3732

2.7.1.2 Prüfverfahren nach SCHWICKERATH

Das Testverfahren nach SCHWICKERATH wird in der DIN EN ISO 9693 bezeichnet als eine Drei-Punkt-Biegeprüfung zur Ermittlung der Verbundfestigkeiten von Metall und Keramik [14]. Im Vorfeld der Testung werden Prüfkörper aus flachen Legierungsplättchen mit einem quaderförmigen Keramikblock einseitig verblendet. Die Prüfkörper werden auf zwei Auflagen positioniert und auf der unverblendeten Oberfläche belastet. Der Kraftangriff auf den Prüfkörper erfolgt senkrecht in einem Winkel von 90° und nimmt kontinuierlich zu. Aufgrund der gesteigerten axialen Belastung biegt sich der Prüfkörper durch. Dabei befindet sich der Haftverbund in einer Zugzone. Der Druck auf die Verbundzone wird solange gesteigert, bis es zum Ablösen der keramischen Schicht kommt.

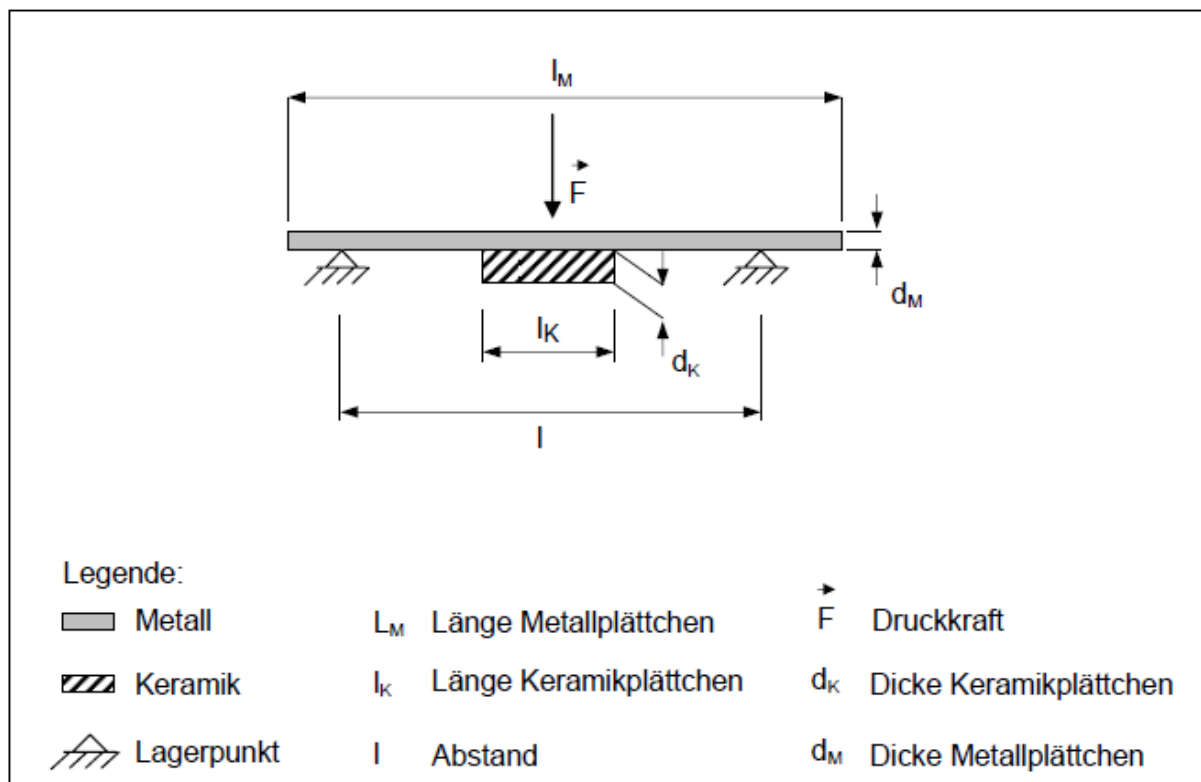


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Drei-Punkt-Biegeversuchs nach SCHWICKERATH
(nach C. REINSCH [79])

2.7.1.3 Prüfverfahren nach SCHMITZ- SCHULMEYER

Die Prüfmethode nach SCHMITZ-SCHULMEYER [92] gehört zur Gruppe der Druckscherversuche. Bei diesem Verfahren werden Metallwürfel mit einer Kantenlänge von 6 mm als Prüfkörper verwendet. Die Stirnfläche des Würfels wird zur einen Hälfte mit Keramik verblendet und zur anderen Hälfte mit Epoxydharz beschichtet. Die Epoxydharzschicht soll bei der späteren Belastung mit Hilfe eines planen Druckstempels eine gleichmäßige Belastung auf den Prüfkörper garantieren. Der Vorschub der Druckfinne verläuft mit einer konstanten Geschwindigkeit und endet erst mit dem vollständigen Abscheren der Keramik.

Eine Variation des Versuchs unterscheidet sich im Wesentlichen nur durch die Gestaltung der Druckfinne [64] meier.

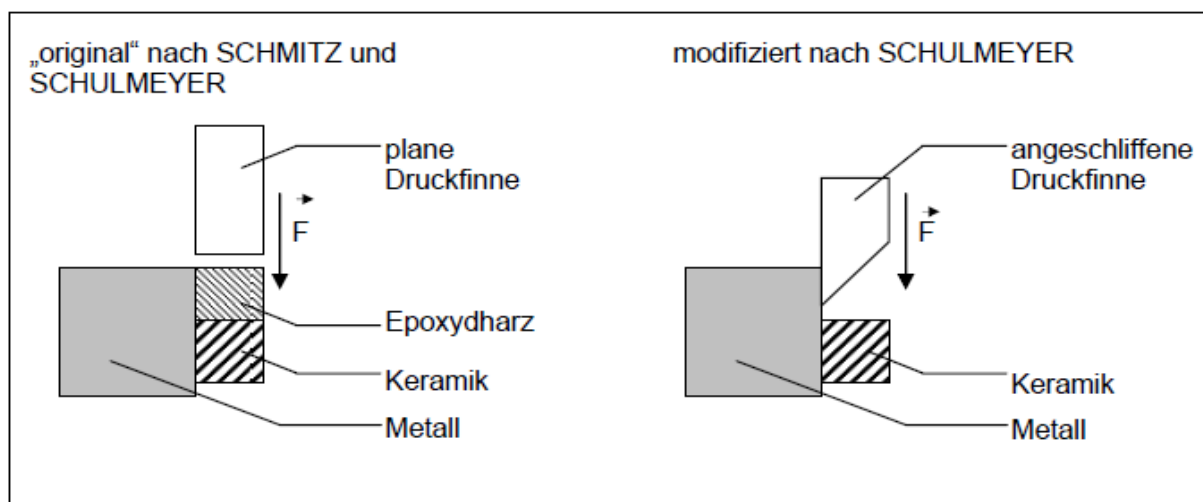


Abbildung 3: Darstellung des Versuchs nach SCHMITZ-SCHULMEYER (Original & Modifikation)
(nach C. REINSCH [79])

2.7.1.4 Prüfverfahren nach SHELL/ NIELSEN

Bei der Methode nach SHELL/ NIELSEN handelt es sich um einen Zugscherversuch. Bei dem Prüfkörper handelt es sich um einen metallischen Rundstab, der an einem Ende keramisch verblendet wird. Bei der keramischen Verblendung ist entscheidend, dass die später aufgetragene Dentinschicht keinen Kontakt zum Metall besitzt. Die keramisch verblendete Seite des Stabes wird auf einer Auflage der Versuchsanlage fixiert. Beim Entfernen des Stabes aus dem Keramikblock wird die dafür benötigte Kraft ermittelt [64, 96].

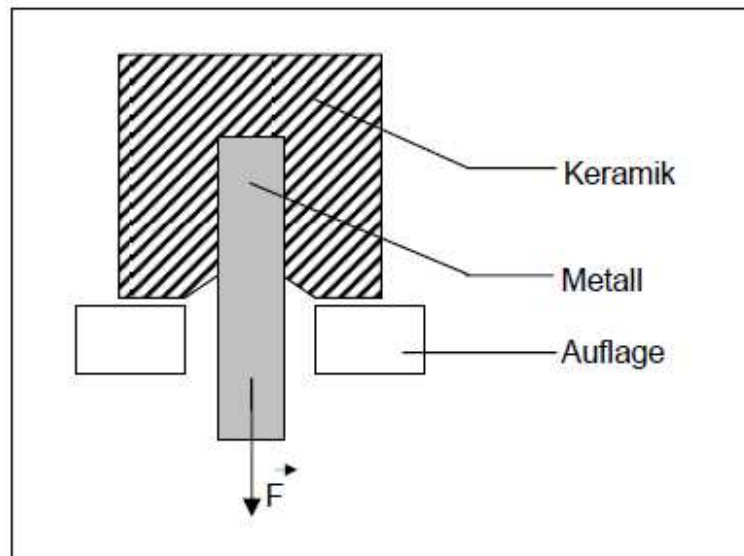


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Zugscherversuches nach SHELL/ NIELSEN
(nach C. REINSCH [79])

2.7.1.5 Prüfverfahren nach NALLY/ BERTA

Das von NALLY und BERTA beschriebene Prüfverfahren wird der Gruppe der Zugversuche zugeordnet. Für den Versuchsaufbau werden zwei Metallstäbe jeweils an ihrer Stirnhälfte durch das Aufbrennen von keramischer Grundmasse miteinander verbunden. Der Prüfkörper wird einer Zugkraft in axialer Richtung ausgesetzt. Der Versuch endet mit dem Bruch der Verbundzone [70, 92]

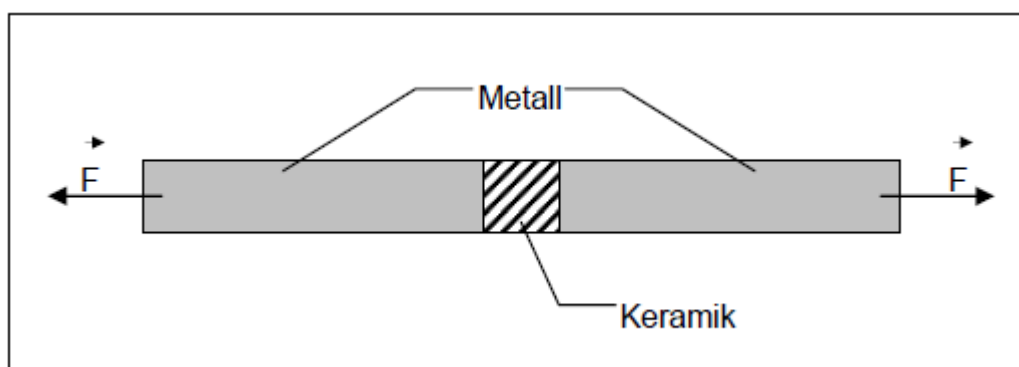


Abbildung 5: Schematische Darstellung des Zugversuches nach NALLY/ BERTA
(nach C. REINSCH [79])

2.7.2 Thermische Belastungen

2.7.2.1 Abschrecktest

Während des Testes werden Prüfkörper unterschiedlichen Temperaturschwankungen ausgesetzt und nach variablen Zeitintervallen auf Sprünge untersucht.

Der Versuch setzt sich aus 5 Temperaturzyklen zusammen. Am Anfang werden die Prüfkörper in einem Brennofen 30 min bei einer Temperatur von 105 °C erwärmt. Anschließend erfolgt die Abschreckung in 5 °C kaltem Wasser. Die Prüfungszyklen steigern sich jeweils um 15 °C bis die Versuchsreihen bei einer Aufheiztemperatur von 165 °C enden.

Positiv verlaufen ist der Versuch dann, wenn mindestens 8 von 10 Prüfkörpern einer Charge noch intakt sind [119].

2.7.2.2 Thermoschocktest

Der Begriff Thermoschock beschreibt die sehr schnelle und starke Abkühlung eines Körpers. Das Ergebnis dieses Prozesses ist ein Temperaturgradient, der zu Spannungen zwischen dem Äußeren und dem Inneren des Prüfkörpers führt. Diese Prüfung ist negativ verlaufen, wenn aus den thermisch bedingten Gefügespannungen, Schädigungen am Prüfkörper resultieren [17]. Aufgrund unterschiedlicher Materialien, die in variablen Zeitspannen zu verschiedenen Fragestellungen untersucht werden, schwanken die Prüfbedingungen und Resultate bisweilen stark.

2.7.2.3 Temperaturwechsellasttest

Bei diesen Prüfverfahren ist die Versuchsanordnung und -verlauf exakt definiert (ISO 10477 [15]). In unterschiedlich temperierten Wasserbädern von 5 °C und 55 °C werden abwechselnd Prüfkörper für jeweils 30 Sekunden gelagert. Der Versuch wird mit einem zeitgesteuerten Schwenkarm durchgeführt und einem Thermostat kontrolliert. In der Literatur sind Wechselzyklen von 5000 empfohlen und bis zu 10000 beschrieben [99].

2.7.3 Chemische Prüfverfahren

Mit Hilfe chemischer Belastungen können Reaktionen von Zahnhartsubstanzen oder von Zahnersatz auf pH-Wertänderungen in der Mundhöhle simuliert werden.

Allgemein wird der pH-Normwert mit 7 angegeben. Tatsächlich unterliegt dieser Wert im Mundraum aber physiologischen Schwankungen von pH-Werten von 6 - 7,5. Durch den Konsum säurehaltiger Nahrungsmittel oder Getränken kann der pH unter einen Wert von 5,5 fallen. Als Konsequenz löst dies einen Säureangriff auf Zähne und Zahnersatz im gesamten Mundraum aus [39].

Bei einem chemischen Prüfverfahren wird das Ergebnis von Prüfkörpern in spezifischen Lagerungsmedien während eines konkreten Zeitraums untersucht. Das Lagermedium und die Zeitdauer werden abhängig von der Fragestellung bestimmt.

Als Prüfmedien werden verwendet:

- Destilliertes Wasser
- Künstlicher Speichel
- Essigsäuren
- Natriumchloridlösung.

Die Zeitintervalle der Untersuchungen schwanken zwischen einem Tag und sechs Monaten.

2.7.4 Vergleich der Prüfmethoden untereinander

Aktuell gibt es kein Testverfahren, das alle wesentlichen Faktoren für den Einfluss von Haftverbundsystemen in der Zahnmedizin berücksichtigt. Unterschiedliche Versuchbedingungen, individuelle Verarbeitungsmodalitäten und die allgemeinen Eigenschaften von Materialien und deren Wechselwirkungen untereinander sind wichtige Faktoren für die Verbundfestigkeit von Zahnersatz. Es ist bis dato umstritten, welche Prüfmethode am ehesten einem universellen Testverfahren entspricht oder, ob es überhaupt ein derartiges Prüfverfahren gibt.

Mechanische Prüfverfahren untersuchen unterschiedliche Fragestellungen, die sich bisweilen in Ablauf und Aufwand nur gering unterscheiden. So gibt zum Beispiel der VOSS-Test direkt Auskunft über die Verwendung von Haftverbundsystemen als Zahnersatz, weil sich sowohl die Herstellung der Prüfkörper, die Prüfkörper selbst und auch das Untersuchungsverfahren an realen Bedingungen orientieren. Als Prüfkörper wird der entsprechende Zahnersatz verwendet, der zuvor unter Laborbedingungen mit entsprechenden Materialien hergestellt wurde, und einer simulierten Bissituation ausgesetzt. Bedingt durch die manuelle Herstellung des Zahnersatzes ist ein Vergleich von Resultaten anderer Autoren nur eingeschränkt möglich.

SCHWICKERATH ermöglicht mit seinem Testverfahren konkrete Aussagen über die Qualität der Haftung von Verblendkeramiken auf Metallgerüsten. Der Kaudruck, der zu Keramikfrakturen führen kann, wirkt als Zugkraft im Bereich der Verbundzone. Entscheidend für die Stärke des Verbunds ist daher nicht nur die Haftung selbst, sondern auch die Biegefestigkeit des Metallgerüsts in Abhängigkeit vom E-Modul.

Kontrollen zur Qualität der Verblendkeramik und den Einfluss des WAK-Verhältnis der Verbundmaterialien werden durch die Prüfmethode von SCHMITZ/SCHULMEYER ermöglicht. Das Prüfergebnis wird nicht durch die Kompensation innerer Spannungen in der Verbundzone durch die elastische Verformbarkeit der Prüfkörper beeinträchtigt. Die Sprödigkeit keramischer Werkstoffe gestatten nur Testverfahren, die keine elastische Verformung des Haftverbundsystems zulassen.

Die thermischen Verfahren werden in der Literatur häufig parallel mit anderen Prüfverfahren verwendet. Unterschieden durch Häufigkeit, Anzahl und Intensität von Temperaturwechseln lassen diese Prüfmethoden thermische Spannungen innerhalb des Verbundgefüges erkennen. Auch natürliche Alterungsprozesse können so nachempfunden werden.

Die chemischen Prüfverfahren simulieren abhängig vom Lagermedium und Zeitintervall die klinischen Situationen der Mundhöhle.

Festzustellen ist, dass jede Prüfmethode ihre Berechtigung hat, aber für die spätere klinische Anwendung von Zahnersatz nicht allein betrachtet werden sollte. Vielmehr wirken klinisch viele unterschiedliche Kräfte zeitnah auf den Zahnersatz ein. Diese Vielfalt von realen Belastungen und Kräften bedeutet als Konsequenz für neue Haftverbundsysteme eine komplexe Testphase unterschiedlicher Prüfmethoden, bevor eine einheitliche Aussage über eine mögliche klinische Anwendung getroffen werden kann.

2.8 Klinische Untersuchungen

Im Balkendiagramm (Abbildung 6) sind klinische Studien über die Haltbarkeit metallkeramischer Restaurationen chronologisch aufgelistet. Eine detaillierte Ausführung des Diagramms findet sich im Anhang (Tabelle 29).

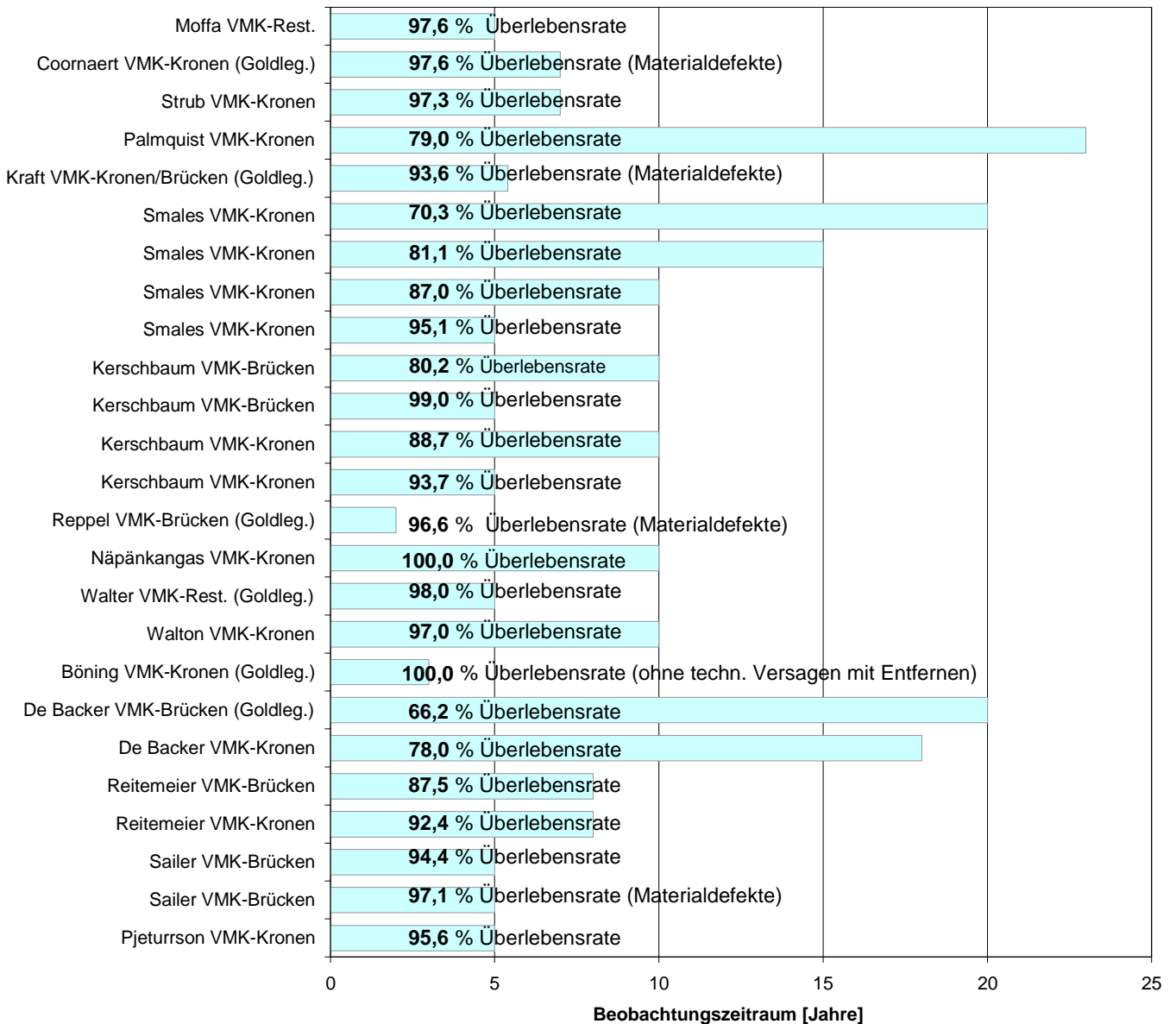


Abbildung 6: Untersuchungen zur in-vivo Überlebenswahrscheinlichkeit von Metall-Keramik-Verbundsystemen

3 Material und Methode

3.1 Material

Alle verwendeten Gerüst- und Verblendmaterialien wurden von der Firma BEGO gestellt und haben sich bereits seit Jahren in der Praxis bewährt.

Die für den VOSS-Test verwendeten Materialien sind in den folgenden Tabellen aufgeführt und sowohl durch ihre Zusammensetzung als auch durch die Legierungseigenschaften näher beschrieben. Anhand ihrer unterschiedlichen Legierungsbestandteile werden die Gerüstmaterialien in Edelmetall- und edelmetallfreie Legierungen unterteilt und aufgrund ihrer Zusammensetzung nochmals in Untergruppen mit ähnlichen Eigenschaften zusammengefasst [1].

3.1.1 Edelmetalllegierungen

3.1.1.1 Zusammensetzung

Tabelle 7: Hochgoldhaltige Edelmetall-Aufbrennlegierungen

	Bio PontoStar®	BioPontoStar® XL	PontoLloyd® P
	Masse-%	Masse-%	Masse-%
Gold (Au)	87	86	77,5
Platin (Pt)	10,6	11,5	9,9
Palladium (Pd)	0	0	8,9
Silber (Ag)	0	0	1
Kupfer (Cu)	0	0	<1
Zinn (Sn)	0	0	<1
Zink (Zn)	1,5	1,6	0
Indium (In)	<1	<1	1,4
Sonstige Elemente (<1%)	Rh Mn Ta	Rh Fe	Ir Fe

Tabelle 8: Goldreduzierte Edelmetall-Aufbrennlegierung

	BegoCer® G
	Masse-%
Gold (Au)	51,5
Platin (Pt)	0
Palladium (Pd)	38,4
Silber (Ag)	0
Kupfer (Cu)	0
Zinn (Sn)	0
Zink (Zn)	0
Indium (In)	8,7
Sonstige Elemente (<1%)	Ru Ga 1,3

Tabelle 9: Edelmetall-Aufbrennlegierung auf Palladiumbasis

	BegoPal® 300
	Masse-%
Gold (Au)	6
Platin (Pt)	0
Palladium (Pd)	75,4
Silber (Ag)	6,2
Kupfer (Cu)	0
Zinn (Sn)	0
Zink (Zn)	0
Indium (In)	6,3
Sonstige Elemente (<1%)	Ru Ga 6,0

Tabelle 10: Hochgoldhaltige Edelmetalllegierungen für hochexpandierende Keramiken

	BioPlatinLloyd®	BegoLloyd®LFC
	Masse-%	Masse-%
Gold (Au)	75,1	62,8
Platin (Pt)	7,8	3
Palladium (Pd)	0	5,7
Silber (Ag)	14,8	25
Kupfer (Cu)	0	0
Zinn (Sn)	0	0
Zink (Zn)	1,8	2,2
Indium (In)	0	1,2
Sonstige Elemente (<1%)	Rh Mn Mg	Ru

Tabelle 11: Edelmetalllegierung auf Silberbasis für hochexpandierende Keramiken

	ECO d'OR
	Masse-%
Gold (Au)	38,1
Platin (Pt)	0
Palladium (Pd)	13
Silber (Ag)	40,5
Kupfer (Cu)	0
Zinn (Sn)	0
Zink (Zn)	0
Indium (In)	8
Sonstige Elemente (<1%)	Mn Ta

3.1.1.2 Eigenschaften der Edelmetalllegierungen

Tabelle 12: Legierungsmerkmale der EM-Legierungen für konventionelle Keramiken

	Bio Pontostar	Bio Pontostar XL	PontoLloyd P
Chargennummer	161060	156730	156690
Farbe	gelb	gelb	weiß
Dichte (Spez. Gewicht) [g/cm³]	18,8	18,8	17,9
Vickers-Härte HV5: nach Brand	225	215	205
Dehngrenze ($R_{p0,2}$) [MPa] nach Brand	550	500	490
Bruchdehnung (A_5) [%] nach Brand	8	7	5
Schmelzintervall [°C]	1040-1150	1045-1100	1045-1215
Gießtemperatur [°C]	1270	1270	1380
WAK 25-500 °C	14,2	14,2	13,8
WAK 20-600 °C	14,4	14,4	14
Elastizitätsmodul [GPa]	100	100	110

Tabelle 13: Legierungsmerkmale der EM-Aufbrennlegierungen für konventionelle Keramiken

	BegoCer G	BegoPal 300
Chargennummer	156680	156720
Farbe	weiß	weiß
Dichte (Spez. Gewicht) [g/cm³]	14,3	11
Vickers-Härte HV5: nach Brand	220	240
Dehngrenze ($R_{p 0,2}$) [MPa] nach Brand	520	520
Bruchdehnung (A_5) [%] nach Brand	16	28
Schmelzintervall [°C]	1155-1310	1175-1320
Gießtemperatur [°C]	1450-1500	1390-1440
WAK 25-500 °C	13,7	13,8
WAK 20-600 °C	13,9	14
Elastizitätsmodul [GPa]	125	135

Tabelle 14: Legierungsmerkmale der EM-Legierungen für hochexpandierende Keramiken

	Bio PlatinLloyd	BegoLloyd LFC	ECO d'OR
Chargennummer	156640	156340	156510
Farbe	gelb	gelb	gelb
Dichte (Spez. Gewicht) [g/cm³]	16,3	14,6	13,1
Vickers-Härte HV5: nach Brand	205	225	220
Dehngrenze ($R_{p 0,2}$) [MPa] nach Brand	490	575	565
Bruchdehnung (A_5) [%] nach Brand	6	13	8
Schmelzintervall [°C]	990-1065	985-1060	975-1040
Gießtemperatur [°C]	1250	1250	1300
WAK 25-500 °C	16	16,4	17
WAK 20-600 °C	16,2	16,9	17,4
Elastizitätsmodul [GPa]	120	105	114

3.1.2 Edelmetallfreie Legierungen

Tabelle 15: Zusammensetzung der edelmetallfreien Aufbrennlegierungen

Legierung	Legierungsbestandteile in %											
	Co	Ni	Cr	Mo	Fe	W	Ga	Si	Mn	C	Nb	sonstige
Wirobond 280	60,2		25	4,8		6,2	2,9	<1	<1			
Wirobond C	63,3		24,8	5,1	<1	5,3		<1				Ce <1
Wirobond SG	63,8		24,8	5,1	<1	5,3		<1				
Wirobond C+	63,8		24,8	5,1		5,3		<1				
Wiron 99		65	22,5	9,5	<1			<1			<1	Ce <1
Wirocer Plus		65,2	22,5	9,5	<1			<1	<1		<1	
Wirobond LFC	33,9		28,5	5	30			<1	<1	<1		N <1

Tabelle 16: Legierungsmerkmale der edelmetallfreien Aufbrennlegierungen auf Kobalt-Basis

	Wirobond® 280	Wirobond® C	Wirobond® SG	Wirobond® C+
Chargennummer	12245	2837	12156	(Bego Medical)
Farbe	silber	silber	silber	silber
Dichte (g/cm ³)	8,5	8,5	8,5	8,5
Schmelzintervall [°C]	1360-1400	1370-1420	1370-1420	1370-1420
Gießtemperatur [°C]	ca. 1500	ca. 1500	ca. 1480	ca. 1480
WAK 25-500 °C	14	14	14,1	14,1
WAK 20-600 °C	14,2	14,2	14,3	14,3
Bruchdehnung (A ₅) [%]	14	6	8	12
Dehngrenze (R _{p0,2}) [MPa]	540	480	470	790
Zugfestigkeit (R _m) [MPa]	680	680	650	1150
E-Modul [GPa]	220	210	200	210
Vickers-Härte (HV10)	280	310	310	310

Tabelle 17: Legierungsmerkmale der edelmetallfreien Aufbrennlegierungen auf Nickel-Basis

	Wiron® 99	Wirocer plus
Chargennummer	3035	12236
Farbe	silber	silber
Dichte (g/cm³)	8,2	8,2
Schmelzintervall [°C]	1250-1310	1320-1365
Gießtemperatur [°C]	ca. 1450	ca. 1450
WAK 25-500 °C	13,8	13,8
WAK 20-600 °C	14	14
Bruchdehnung (A₅) [%]	25	16
Dehngrenze (R_{p 0,2}) [MPa]	330	340
Zugfestigkeit (R_m) [MPa]	650	620
E-Modul [GPa]	205	200
Vickers-Härte (HV10)	180	190

Tabelle 18: Legierungsmerkmale der EMF-Legierung für hochexpandierende Keramiken

	Wirobond® LFC
Chargennummer	11745
Farbe	silber
Dichte (g/cm³)	8,2
Schmelzintervall [°C]	1280-1350
Gießtemperatur [°C]	ca. 1480
WAK 25-500 °C	15,9
WAK 20-600 °C	16,1
Bruchdehnung (A₅) [%]	11
Dehngrenze (R_{p 0,2}) [MPa]	660
Zugfestigkeit (R_m) [MPa]	660
E-Modul [GPa]	200
Vickers-Härte (HV10)	315

3.1.3 Verblendkeramiken

Tabelle 19: Eigenschaften der verwendeten Verblendkeramiken

Eigenschaft	Vita Omega 900	Vita VM 13	Noritake EZ3	Duceram Kiss	Vintage Halo	Vintage	Creation	Vita Response
WAK 25-500 °C [$10^{-6} K^{-1}$]	13,4 - 13,9	13,1 - 13,6	12,4	13,0	13,5 - 14,4	13,4 - 13,6	13,0 - 13,6	15,6 - 15,8
Erweichungspkt. Dentin in °C	655	635		680	650	650		608
Transformationspkt. Dentin in °C	584	560			580	585	580	544
Chemische Löslichkeit [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]	9,8	ca. 12					16	8,9
Dichte Dentin in g/cm^3	2,4	ca.2,5		ca. 2,5			2,52	2,5
mittlere Korngröße in μm	17,6	ca. 18						
Haftverbund in MPa	47	43	59,7					51
Biegefestigkeit in MPa	101	ca.120	111		87		84	118
Härte (HV)	420		530					

Tabelle 20: Chargennummern der Verblendkeramiken

Verblendkeramik	PAO/ PUO	wash opaque	paste opaque	opaque fluid	dentine	enamel	modelling fluid
Vita Omega 900	PAO	16990	18890	5327	7444	7334	7868
~ für WBC+	PAO	16991	22980	6273L	7445	7335	7869
Vita VM 13	PAO	25880	7973	7501	20530	22400	7650
Noritake EZ3	PAO	002934	OE714		OAZ14	OAY27	90305
Duceram Kiss	PUO		42780	46889	49269	41533	11167
	PAO		46059	36471			
Vintage Halo	PUO		010234	080154	040035	040024	060111
Vintage	PAO		090301		030013	050085	070336
Creation	PUO		1272	052	4855	5070	0758
Vita Response LFC	PAO	6475W	7691	60410	31460	7233	6143S

PAO = Pastenopaker

PUO = Pulveropaker

Tabelle 21: Weitere verwendete Materialien

Material	Handelsname	Hersteller
Gips	BegoStone plus	BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen
	Sockelgips FL	Ernst Hinrichs GmbH
Strahlmittel	Korox® 250	BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen
	Korox® 110	BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen
Zement	Harvard-Zement (schnellhärtend)	Herstellungs- und Vertriebsgesellschaft Richter & Hoffmann, Harvard Dental GmbH, Berlin
Einbettmasse	Bellavest® SH	BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen
Expansionsflüssigkeit	Begosol® HE	BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen
Stumpfmateriale	Wironit® Extrahart	BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen

Tabelle 22: Verwendete Geräte

Geräte	Handelsname	Hersteller
Scanner	Speedscan® 2AX	BEGO Medical GmbH, Bremen
Software	SoftShape®	BEGO Medical GmbH, Bremen
3D Drucker-System	InVision HR	3D Systems GmbH, Darmstadt
Universalprüfmaschine	Zwick Z010	Zwick GmbH & Co. KG, Ulm
Gussgerät	Nautilus® CC plus	Zwick GmbH & Co. KG, Ulm
Brennöfen	Programat P90	Ivoclar
	Multimat Mach 2	DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz

3.2 Methode

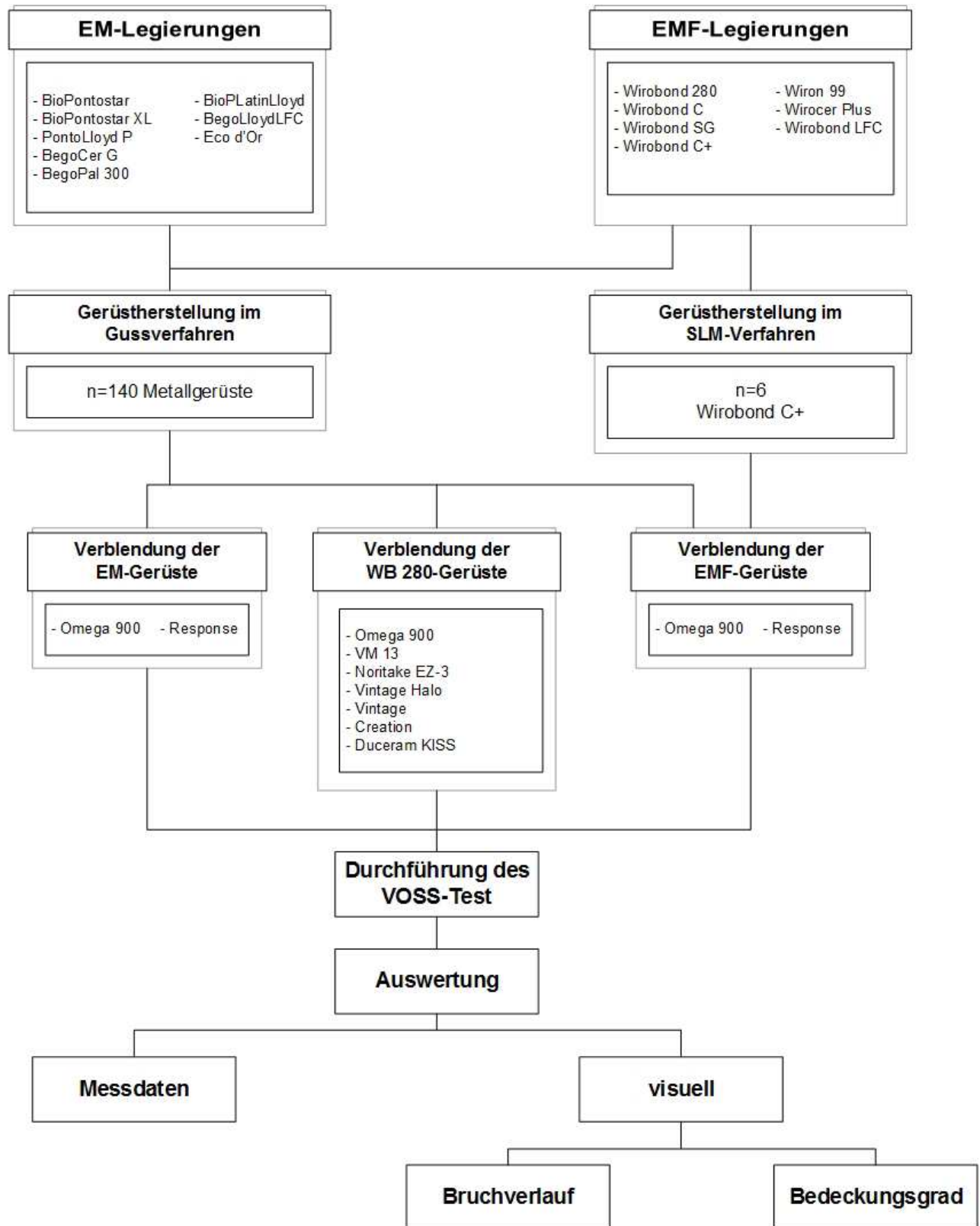


Abbildung 7: Versuchsablauf

In dem vorangegangenen Flussdiagramm werden die Herstellung der Prüfkörper, die Versuchsdurchführung und die Art der Auswertung der Ergebnisse schematisch dargestellt.

Die 146 Prüfkörper entsprechen Frontzahnkronen des menschlichen Oberkiefers und bestehen aus Metallgerüsten, die mit unterschiedlichen Keramiken verblendet werden. Hierbei wurden die Metallgerüste von 56 Frontzahnkronen aus 8 unterschiedlichen Edelmetalllegierungen und 90 Gerüste der Frontzahnkronen aus 7 verschiedenen edelmetallfreien Legierungen hergestellt. Abhängig vom WAK der jeweiligen Gerüstlegierungen erfolgten die keramischen Verblendungen mit den spezifischen Materialien Omega 900 oder Vita Response. Bei der EMF-Legierung Wirobond 280 wurden zusätzlich zur Verblendung mit Omega 900 noch 6 weitere Chargen mit diversen Keramiken verblendet.

Bis auf die Prüfserie mit der EMF-Legierung Wirobond C+ mit 6 Frontzahnkronen bestehen sämtliche Chargen aus 7 Frontzahnkronen. Eine weitere Besonderheit der Legierung Wirobond C+ ergibt sich aus ihrer spezifischen Gerüstfertigung. Die Metallgerüste mit Wirobond C+ wurden mit Hilfe des CAD/CAM-Verfahrens angefertigt, während alle übrigen Metallgerüste im Gussverfahren hergestellt wurden. Geprüft wurden alle Metall-Keramik-Systeme mit dem Testverfahren nach VOSS. Die spätere statistische Auswertung des VOSS-Tests erfolgte anhand der gemessenen Bruchkräfte und der visuellen Betrachtung der geprüften Frontzahnkronen.

3.2.1 Herstellung des Zahnstumpfes



Abbildung 8: Modell für die Frontzahnkrone



Abbildung 9: tiefe Hohlkehlnpräparation 21

Die Herstellung des als Modellkrone dienenden Metallstumpfes erfolgt auf Basis eines Superhartgipsmodells aus BEGO Stone plus in mehreren Schritten. Das Gipsmodell fungiert als räumlicher und anatomischer Anhaltspunkt.

Zunächst wird der Gipsfrontzahn 21 mit einer tiefen Hohlkehlnpräparation versehen. Es erfolgt eine Dublierung des präparierten Zahnstumpfes mittels Silikon. Die erhaltene Silikondublierform wird mit Modellierwachs ausgegossen und zusätzlich durch Hohlsticks aus Kunststoff verlängert. Die Länge und vor allem der Durchmesser des Hohlsticks mit 5 mm sind genau mit der Prüfmaschinenvorrichtung abgestimmt, sodass der spätere Metallstumpf zur Aufnahme der Frontzahnkrone einheitlich positioniert werden kann.



Abbildung 10: Wachsstumpf mit Hohlstick



Abbildung 11: fertig polierter Metallstumpf

Die erhaltenen Wachsstümpfe werden an den Enden der Hohlsticks aufgesockelt, mit Bellavest SH eingebettet und in eine extraharte EMF-Legierung (Wironit) überführt. Die entstandenen Metallstümpfe werden auf eine einheitliche Länge abgetrennt und poliert.

3.2.2 Herstellung der Kunststoffkämpchen

Um die Oberfläche des Zahnstumpfes zu digitalisieren, wird das Objekt gescannt. Dies geschieht mit einem in Gips dublierten Modell des präparierten Zahnstumpfes und dessen Nachbarzähne, das auf eine definierte Oberfläche zentriert und eingespannt wird. Das fixierte Modell kann nun von dem Gerät Speed-Scan-2AX dreidimensional vermessen und ein entsprechender Datensatz erstellt werden. Anschließend wird der präparierte Frontzahn des Gipsmodells mit einem Wachs-käppchen versehen. Das mit dem Wachs-käppchen modifizierte Gipsmodell wird erneut vermessen.

Aus der Differenz der beiden errechneten Daten ergibt sich die Form und Größe des Käppchens. Der vorliegende Datensatz über die Käppchengeometrie wird durch das STL-Verfahren in Kunststoff umgesetzt (siehe Abbildung 12).

3.2.3 Fertigung der Metallgerüste

Im weiteren Verlauf werden jeweils 7 Kunststoffkämpchen angestiftet und aufgesockelt. Bevor die Umsetzung in das entsprechende Metall erfolgen kann, muss legierungsabhängig die Konzentration der Einbettmasse variiert werden. Die Anmischung der Einbettmasse geschieht maschinell.

Mit Ausnahme der von BEGO Medical im SLM-Verfahren gefertigten Metallgerüste der Legierung Wirobond C+ werden alle anderen Gerüste im Vakuum-Druck-Guss-Verfahren mit der Nautilus CC plus hergestellt (siehe Tabelle 30 im Anhang).

Nach dem Abkühlen des Metallgusses erfolgt das Ausbetten, Ausarbeiten und Vermessen der Kämpchen. Das Ausarbeiten geschieht mittels Hartmetallfräsen (KAVO) und das Vermessen mit einem Tastzirkel. Die Wandstärke der Kämpchen beträgt 0,4 mm (+/- 0,05 mm).

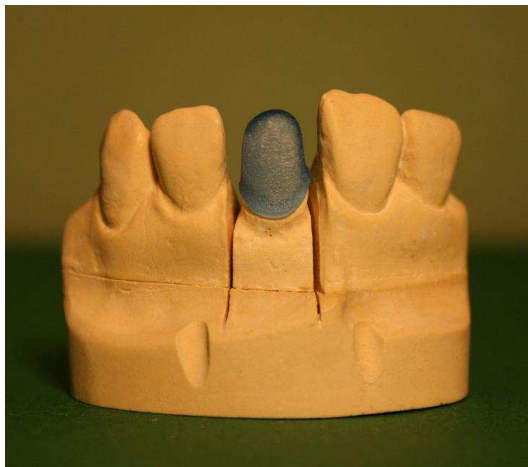


Abbildung 12: Kunststoffkämpchen



Abbildung 13: Kämpchen in Metall

Nach dem Ausarbeiten werden die Metallkämpchen, abhängig ihrer Legierung, mit unterschiedlichen Korngrößen abgestrahlt und gegebenenfalls auch mit einem Auroxidbad behandelt (siehe Tabelle 31 im Anhang). Alle Kämpchen werden abschließend abgedampft.

3.2.4 Verblendung der Metallgerüste

Die Verblendung der Metallgerüste erfolgt eigenhändig im Labor der Forschungsabteilung der Firma BEGO Bremen. Die Verblendkeramik wird entsprechend der Herstellerangaben und nach allgemein gültigen Kriterien des oberen Frontzahnes 21 aufgebracht. Besondere Aufmerksamkeit wird auf die gleichmäßige Dicke im Bereich des Zahnäquators und der Inzisalkante gelegt. Die mesiale und distale Ausdehnung ist durch die approximalen Kontaktpunkte der Nachbarzähne auf dem Kontrollmodell begrenzt. Um individuelle Schwankungen bei der Anfertigung möglichst gering zu halten, werden alle Proben von nur einer Person hergestellt.

Die Brände der unterschiedlichen Verblendkeramiken erfolgten in dem von der Firma BEGO zur Verfügung gestellten Ivoclar Programat P90 Brennofen.

Entsprechend der Herstellerangaben werden für die Verblendung jeder Krone je ein Washbrand, gefolgt von einem Opaquerbrand, zwei Dentinbrände und anschließend einem Glanzbrand durchgeführt. Die jeweiligen Parameter zur Brandführung der einzelnen Verblendkeramiken sind in Tabelle 32 im Anhang aufgeführt.

Nach dem Glanzbrand unterzieht man die Käppchen mit dem kalibrierten Tastzirkel der Firma Dial Caliper einer Wandstärkemessung an drei festgelegten Punkten – palatinal, vestibulär und inzisal. Die Maße der Proben sind in Tabelle 33, Tabelle 36 und in Tabelle 35 im Anhang dokumentiert.

In dem folgenden Flussdiagramm werden die unterschiedlichen Gerüstmaterialien mit den dazugehörigen Verblendkeramiken aufgeführt. Für den VOSS-Test werden acht Serien mit Edelmetallgerüsten hergestellt, wobei fünf davon mit der konventionellen Keramik Vita Omega 900 und drei Legierungen mit LFC (low fusing ceramic) -Masse Response verblendet werden. Des Weiteren werden 13 Gruppen mit edelmetallfreien Gerüsten produziert, wobei auch hier wieder fünf Serien mit der Verblendkeramik Vita Omega 900 und eine Serie mit Vita Response versehen werden. Außerdem wird die edelmetallfreie Legierung Wirobond 280 mit mehreren Variationen von Verblendkeramiken verblendet und dem VOSS-Test unterzogen.

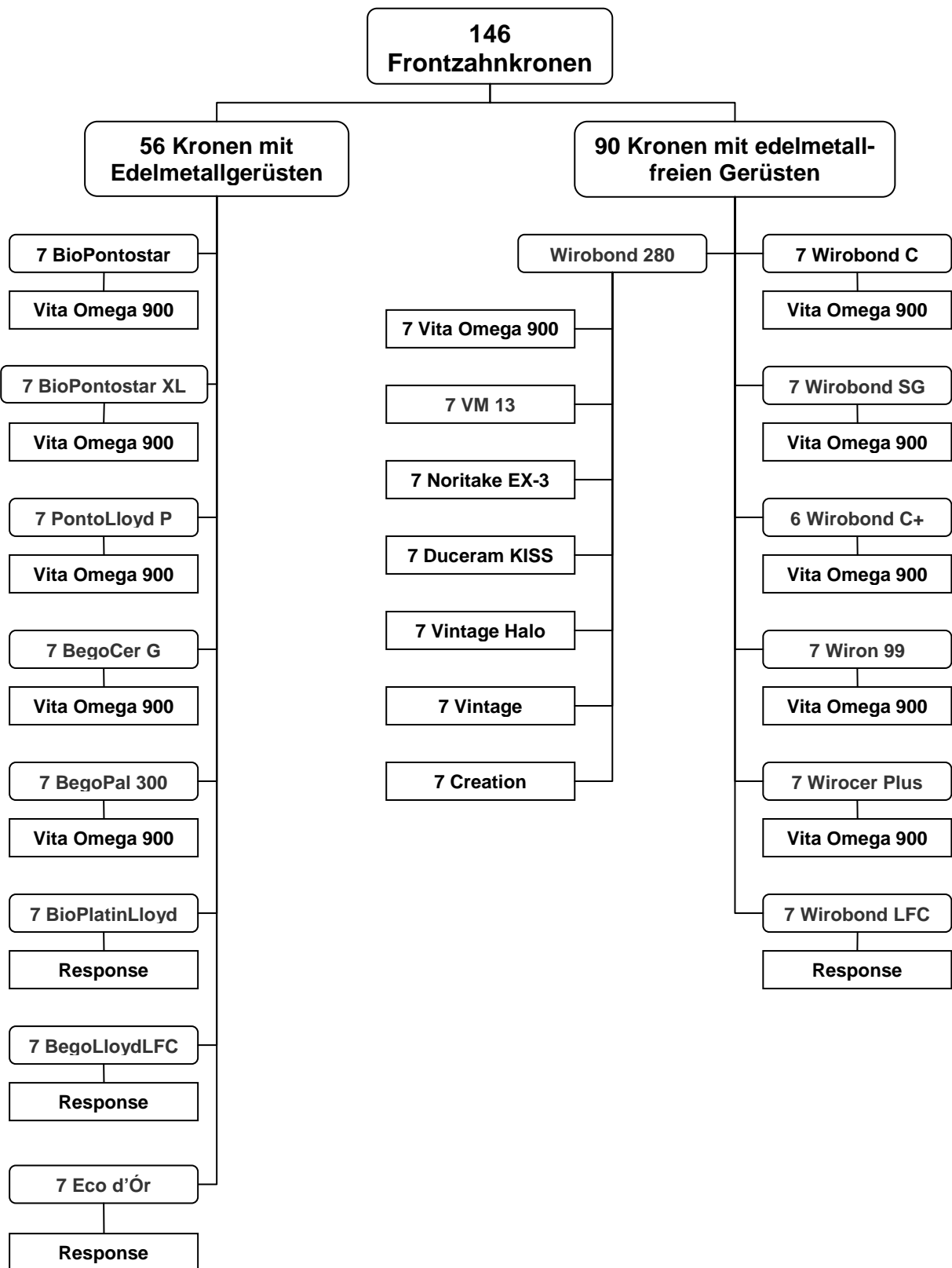


Abbildung 14: Übersicht verwendeter Legierungen mit den dazugehörigen Verblendkeramiken

3.2.4.1 Befestigen der Kronen

Die Prüfkörper werden in Serien á 7 Frontzahnkronen auf die vorher gefertigten Metallstümpfe mit Zinkoxid-Phosphat-Zement der Firma Harvard schnellhärtend befestigt. Im Vorfeld findet eine intensive Reinigung und Trocknung der Kronen und Metallstümpfe statt. Der Zinkoxid-Phosphat-Zement wird auf einer gekühlten Glasplatte aufgetragen und zu einer homogenen, sahnigen Konsistenz vermischt, die mit Hilfe eines Pinsels auf die Innenfläche der Krone eingebracht wird. Das Aufsetzen der Krone auf den Metallstumpf erfolgt unter leichtem manuellem Druck, und Überschüsse werden im Anschluss entfernt. Die fertig gestellten Prüfkörper können ab einer Aushärtezeit von mindestens 2 h der Prüfung unterzogen werden.



Abbildung 15: zementierte Kronen



Abbildung 16: palatinal nummeriert

3.2.5 Durchführung des VOSS- Test

Der VOSS-Test wird mit Hilfe einer Zwick Universalmaschine vom Typ Z010/TN2A durchgeführt. Der Metallstumpf, der zur Aufnahme der Frontzahnkronen dient, wird in einer speziellen Halterung fest verschraubt.

Die auf dem Kobalt-Chrom-Stumpf zementierten Metallkeramikronen werden so in die Prüfmaschine eingespannt, dass der Prüfstempel in einem Winkel von 45° zur Zahnachse auf der palatinalen Seite der Inzisalkante auftrifft. Somit werden der vestibuläre Anteil der Verblendung unter Druckspannung und der palatinale Anteil der Verblendung unter Zugspannung gesetzt. Durch einen piezoelektrischen Kraftsensor, der mit dem Druckstempel verbunden ist, wird über einen angeschlossenen PC die Kraft (in N) gemessen.

Nach dem Start des Programms belastet der Prüfstempel mit einem Vorschub von 1,5 mm/min die Krone bis zum Bruch.

Tabelle 23: Geräteparameter der Zwick Universalmaschine vom Typ Z010/TN2A

Vorkraft	1 N
Vorkraft-Geschwindigkeit	10 mm/min
Traversenvorschub	1,5 mm/min
Kraftabschaltsschwelle	1 % Fmax

Mittels der Software wird für jede Metallkeramikkrone ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet und die Kraft (N max) bestimmt. Alle Diagramme der untersuchten Testreihen sind im Anhang aufgeführt.

**Abbildung 17: Visuelle Begutachtung der einzelnen Kronen nach erfolgtem VOSS-Test (Bsp. Bio Pontostar)**

Die untersuchten Verbundsysteme setzen sich schichtweise aus einem metallischen Gerüst, einer Oxidschicht, einer Grundmasse und mehreren Schichten der Verblendkeramik zusammen. Dieses Verbundsystem wird im Rahmen des Voss-Tests einer kontinuierlich größer werdenden Kraft ausgesetzt. Bei der unvermeidbaren Destruktion des Verbundsystems wird die dafür erforderliche Kraft gemessen. Eine visuelle Begutachtung der Bruchverläufe der untersuchten Verbundsysteme erfolgt direkt im Anschluss an die Versuchsdurchführung. Dabei werden alle Bruchsituationen fotografisch dokumentiert und tabellarisch festgehalten.




Gruppe	typischer Verlauf	Beschreibung
Gerüst vollständig mit Verblendkeramik bedeckt		<ul style="list-style-type: none"> • Sprünge und Rissbildung • Abplatzungen ohne Gerüstfreilegung • Opaquerschicht komplett erhalten • Farbcode: creme <p>(Bsp. Bio Ponto Star XL)</p>
Gerüst überwiegend mit Verblendkeramik bedeckt		<ul style="list-style-type: none"> • Brüche und Abplatzungen mit Gerüstbeteiligung • Opaquerschicht überwiegend erhalten • Farbcode: rot <p>(Bsp. Bio Ponto Star)</p>
Gerüst überwiegend freigelegt		<ul style="list-style-type: none"> • Starke Abplatzungen mit großflächiger Gerüstfreilegung • Opaquerschicht z. T. komplett abgelöst • Farbcode: blau <p>(Bsp. Wirobond SG)</p>

Abbildung 18: Einteilung der geprüften Kronen nach ihrem Bruchmuster

In den Tabellen werden die Bruchmuster in drei Klassen unterteilt und die prozentuale Verteilung grafisch dargestellt. Hierbei zeigt sich, dass die Schwere der Abplatzungen bei den Frontzahnkronen stark variiert, aber bei der Mehrheit ein einheitliches Bruchmuster erkennbar ist. Ein Großteil der untersuchten Prüfkörper weist Abplatzungen im oberen Drittel der Kronen auf. Während der vestibuläre Bereich teilweise bis auf das Gerüst weggesprengt ist, zeigen sich palatinal vorwiegend Risse und vereinzelt Sprünge.

4 Ergebnisse

Die Resultate aus den Materialprüfungen nach VOSS werden makroskopisch und statistisch ausgewertet.

Die statistische Auswertung dieser Studie unterteilt sich in eine beschreibende und eine vergleichende Statistik. Während die beschreibende Statistik Daten sammelt und auflistet, untersucht die vergleichende Statistik die Prüfserien nach Signifikanzen.

Allgemein wird für die Statistik für jede Serie mit Hilfe der gemessenen Daten der Mittelwert, die Standardabweichung, der Median sowie die Minimal- und Maximalwerte ermittelt und in Tabellen im Anhang aufgeführt.

Für die Erstellung von Blockdiagrammen ist eine Analyse des Quotienten aus Mittelwert und Median notwendig, um erste Aussagen über die Messwertverteilung zu treffen. Liegt dieser Wert zwischen 0,95 und 1,05 ist laut IMMICH [37] eine Normalverteilung anzunehmen.

Dieses Intervall konnte bei folgenden Serien nicht eingehalten werden: Wiron 99 / Omega 900 (0,94), BegoCer G / Omega 900 (0,94), Wirobond 280 verblendet mit Noritake EX-3 (0,94) und Creation (1,10). Aufgrund dieser Abweichungen kann nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden und von daher wird der U-Test nach MANN-WHITNEY auf Grundlage des Medians durchgeführt. Der U-Test verfolgt das Ziel, anhand von zwei Stichproben festzustellen, ob sie sich in der Größe der Messwerte signifikant unterscheiden und somit ein Einfluss des untersuchten Parameters auf die Messgröße besteht [88, 112]. Der dafür verwendete Medianwert zeichnet sich als ein Messwert aus, der von der Hälfte der Messergebnisse überschritten bzw. unterschritten wird. Im Gegensatz zum Mittelwert ist der Median weniger empfindlich bei hohen Variationen der gemessenen Ergebnisse [87].

In den nachfolgenden Grafiken wurden demzufolge der Median, Minimum und Maximum dargestellt. Zum Abschluss erfolgen komplexe Vergleiche unterschiedlicher Verbundsystemgruppen in Diagrammen.

4.1 EM-Legierungen

4.1.1 EM-Legierungen mit Vita Omega 900 verblendet

4.1.1.1 Bruchmuster

Alle Bruchsituationen sind fotografisch dokumentiert und tabellarisch (siehe Abbildung 18) festgehalten worden. Die Bruchverläufe wurden in die drei Klassen eingeteilt. Die prozentuale Verteilung ist in der folgenden Graphik dargestellt.

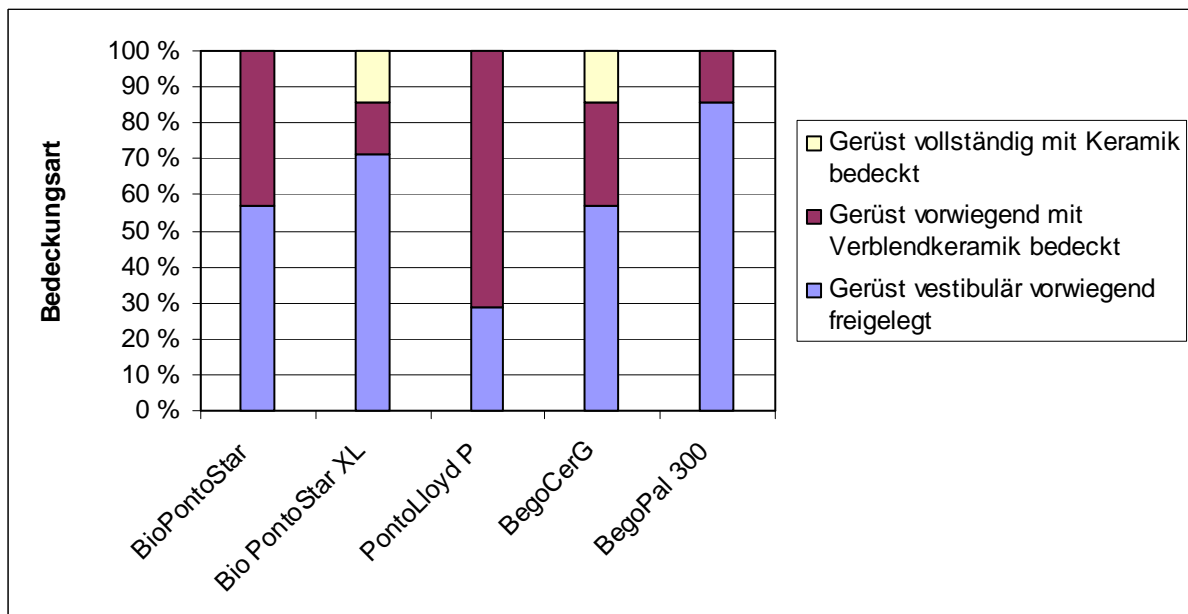


Abbildung 19: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der EM-Gerüste mit Vita Omega 900

In der obigen Graphik zeigen sich uneinheitliche Verläufe der verschiedenen Testreihen. Während die Metallgerüste der geprüften Frontzähne auf Basis der EM-Legierung PontoLloyd P vorwiegend mit Verblendkeramik bedeckt sind, liegen die BegoPal 300-Gerüste überwiegend frei. Das Abplatzverhalten der Verblendkeramik auf Metallgerüsten aus der Bio PontoStar-Legierung weist sowohl Prüfkörper mit keramisch überwiegend bedeckten und mit vorwiegend freigelegten Gerüsten in ähnlich großer Anzahl auf. Auffällig an den Untersuchungen mit Bio PontoStar XL und BegoCerG sind vereinzelte Prüfkörper, bei denen ausschließlich Risse und geringfügige Abplatzungen innerhalb der Verblendkeramik aufgetreten sind.

4.1.1.2 Verbundfestigkeit

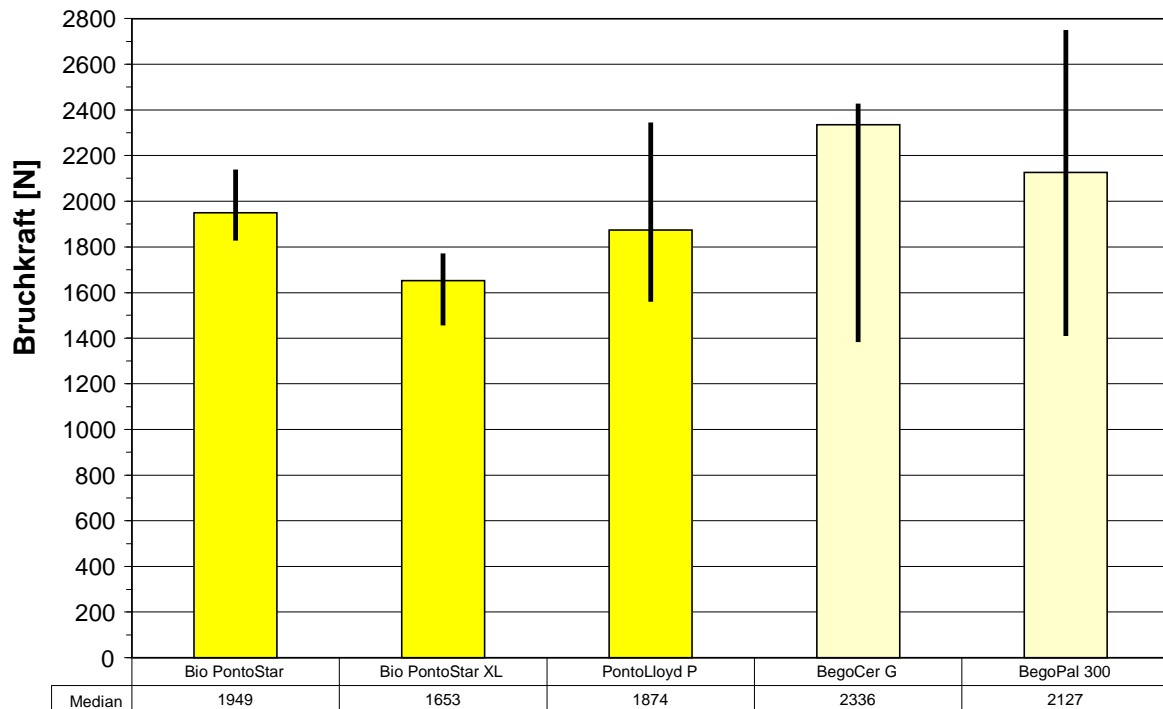


Abbildung 20: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von EM-Legierungen mit Vita Omega 900 im VOSS-Versuch

Die Ergebnisse von Versuchen mit Edelmetalllegierungen weisen einen Median in einem Bereich von 1653 N bis 2336 N auf. Den höchsten Median bilden Gerüste aus der Legierung BegoCer G, der niedrigste Median ist bei Versorgungen mit Bio PontoStar XL zu finden. Den größten Kräften hielt die Legierung BegoPal 300 (2750 N) stand, den geringsten Widerstand brachte ein Prüfkörper der Legierung BegoCer G (1383 N) auf.

Die Ergebnisse des U-Tests sind in Tabelle 24 dargestellt. Signifikante Unterschiede der Bruchfestigkeiten bestehen zwischen Bio PontoStar und Bio PontoStar XL, Bio PontoStar und BegoCer G, Bio PontoStar XL und PontoLloyd P sowie Bio PontoStar XL und BegoCer G.

Tabelle 24: Ergebnisse des U-Tests für die Bruchkräfte der verblendeten EM-Gerüste

	Bio PontoStar	Bio PontoStar XL	PontoLloyd P	BegoCer G	BegoPal 300
Bio PontoStar		0,0017	0,7494	0,0253	0,5653
Bio PontoStar XL	*		0,0127	0,0253	0,1102
PontoLloyd P	n.s.	*		0,0639	0,5653
BegoCer G	*	*	n.s.		0,7494
BegoPal 300	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

4.1.2 EM-Legierungen mit Response verblendet

4.1.2.1 Bruchmuster

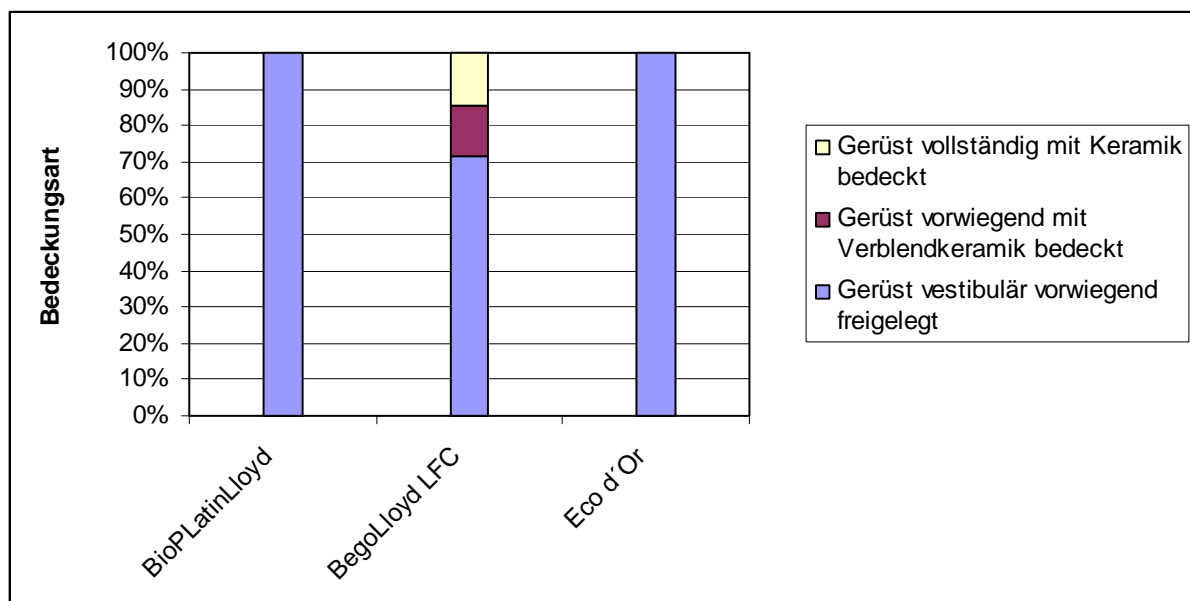


Abbildung 21: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der EM-Gerüste mit Response

Die Bruchmuster der mit Response verblendeten EM-Legierungen zeigen Metallgerüste, die vorwiegend freigelegt sind. Während die Testreihen mit

BioPlatinLloyd und ECO d'OR ausschließlich freigelegte Metallgerüste aufweisen, finden sich bei der Untersuchung auf Basis von BegoLloyd LFC auch vereinzelte Prüfkörper, die vorwiegend mit Verblendkeramik oder sogar vollständig mit Keramik bedeckt sind.

4.1.2.2 Verbundfestigkeit

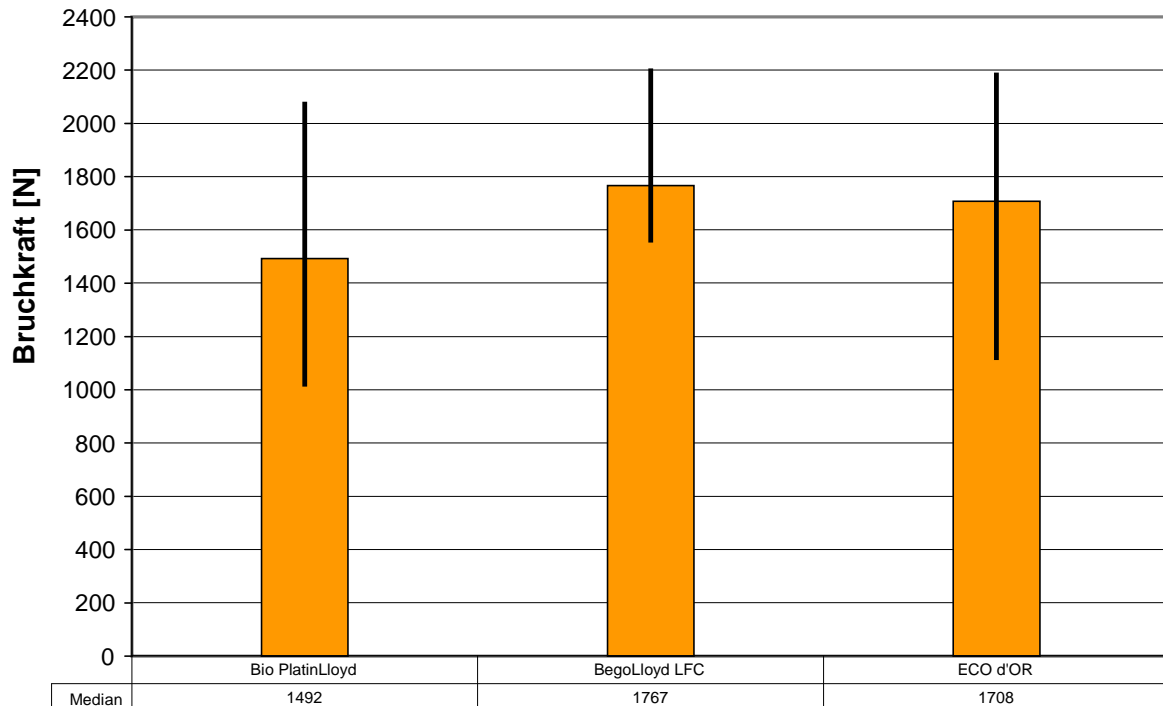


Abbildung 22: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von EM-Legierungen mit Response

Bei dieser Testreihe wurden unterschiedliche Legierungen mit der LFC-Masse Response verblendet. Als Medianwerte sind Ergebnisse von 1492 N und 1767 N errechnet worden. Beim Median werden die niedrigsten Resultate von der Legierung Bio PlatinLloyd und die höchsten Ergebnisse von der Legierung BegoLloyd LFC gebildet. Der Maximalwert der BegoLloyd LFC-Legierung mit 2206 N steht einem Minimalwert von 1013 N bei Bio PlatinLloyd gegenüber.

Tabelle 25: Ergebnisse des U-Tests der LFC-Masse-Serie für EM-Legierungen

	Bio PlatinLloyd	BegoLloyd LFC	ECO d'OR
Bio PlatinLloyd		0,2774	0,3379
BegoLloyd LFC	n.s		0,6547
ECO d'OR	n.s	n.s	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

In der Tabelle 25 zeigen sich keine signifikanten Unterschiede der Bruchkräfte zwischen den EM-Legierungen Bio PlatinLloyd, BegoLloyd LFC und ECO d'OR.

4.1.3 Vergleich der EM-Legierungen

In Abbildung 23 zeigt der Vergleich von EM-Legierungen mit konventionellen Keramiken tendenziell eine höhere Verbundfestigkeit gegenüber hochexpandierenden Verblendkeramiken. Dies wird auch anhand des maximalen Messwertes von 2750 N der keramisch konventionell verblendeten EM-Legierung BegoPal 300 und des minimalen Messwertes von 1013 N der für LFC-Massen geeigneten EM-Legierung Bio PlatinLloyd deutlich.

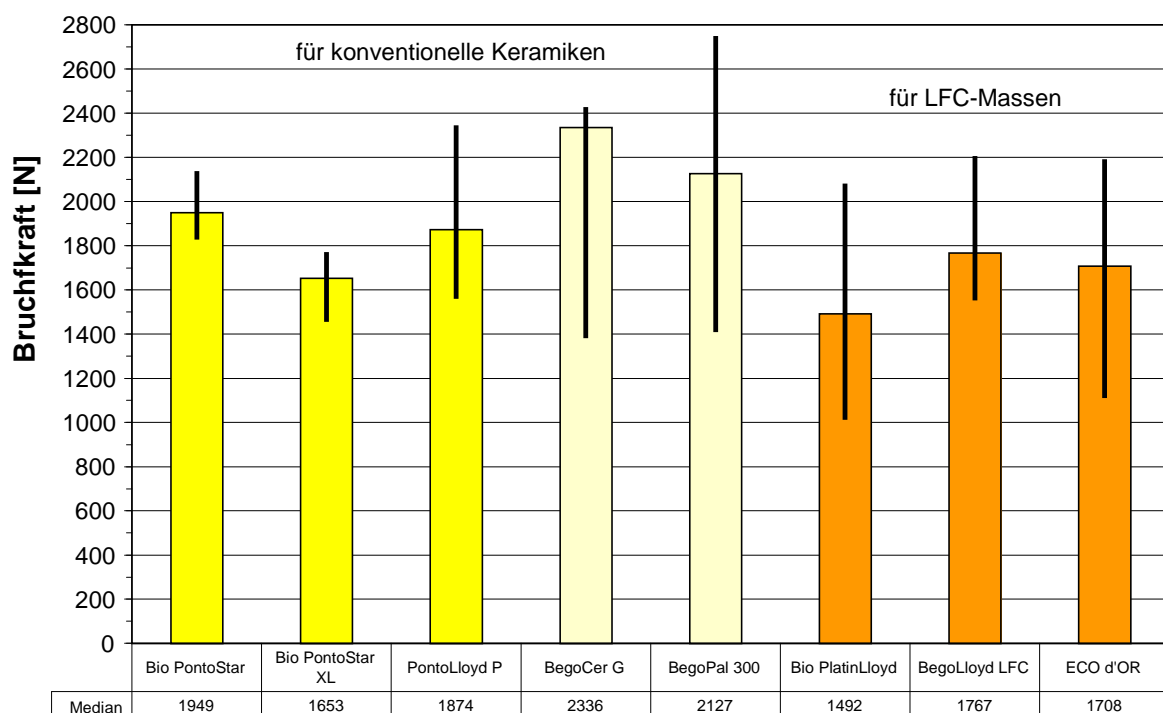


Abbildung 23: Vergleich der Bruchkräfte der mit Vita Omega 900 und Response (LFC) verblendeten EM-Gerüste

4.2 EMF-Legierungen

4.2.1 Einfluss verschiedener Verblendkeramiken auf den Verbund zu einer EMF-Legierung (Wirobond 280)

4.2.1.1 Bruchmuster

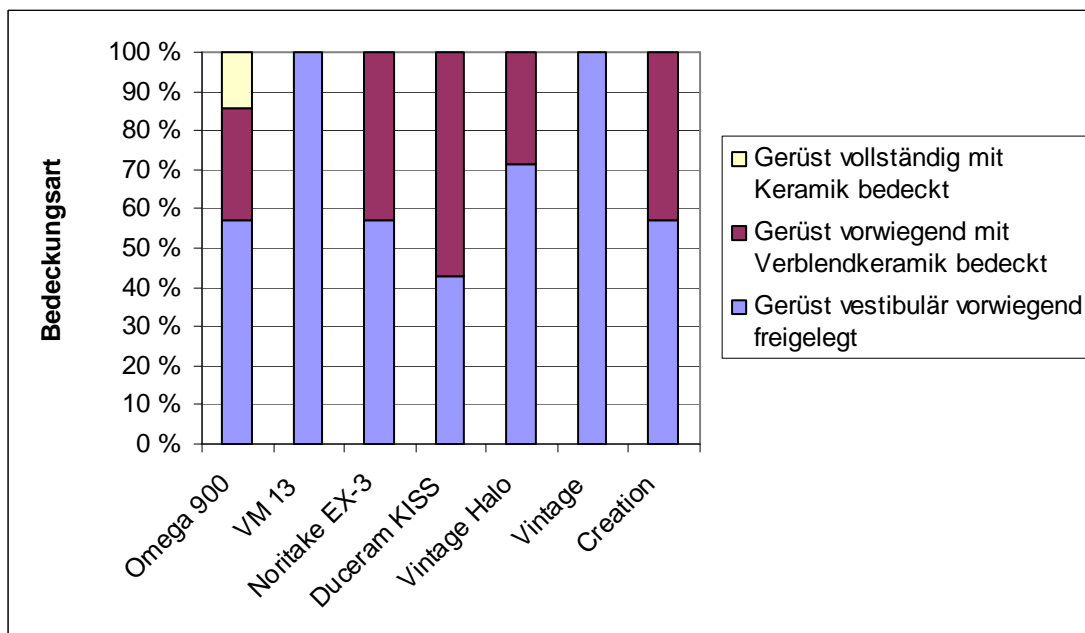


Abbildung 24: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der mit Keramikvariationen verblendeten Wirobond 280-Gerüste

Eine Besonderheit dieser Untersuchungsreihen findet sich bei der Verblendung der Wirobond 280-Gerüste mit Omega 900. Hier findet sich eine Frontzahnkrone, die nach der Testung lediglich Risse und vereinzelte Sprünge aufweist. Aufgrund des sehr niedrigen Messwertes und seines untypischen Bruchverlaufs wurde dieser Prüfkörper verworfen. Alle anderen Prüfkörper der Legierung WB 280 zeigen Bruchverläufe bis zum Metallgerüst, die mehr oder weniger stark ausgeprägt sind. Die Verblendkeramiken VM 13 und Vintage sind nach dem VOSS-Test so abgeplatzt, dass alle Gerüste vestibulär vorwiegend freigelegt sind.

4.2.1.2 Verbundfestigkeit

Die Versuchsreihe mit verschiedenen Verblendkeramiken auf dem einheitlichen EMF-Gerüstmaterial Wirobond 280 ergeben Medianwerte von 1010 N bis 1838 N. Das Metallgerüst mit der Verblendkeramik Creation hat mit 1010 N den niedrigsten Median zu verzeichnen. Im Gegensatz dazu, erreichen die mit VM 13 verblendeten Restaurationen mit 1838 N den höchsten Median.

Als niedrigsten Minimalwert mit 733 N ist die mit dem keramischen Material Creation verblendete Charge aufzuführen. Den größten Maximalwert mit 2289 N konnte die Serie mit Vita Omega 900 als Verblendmaterial aufweisen.

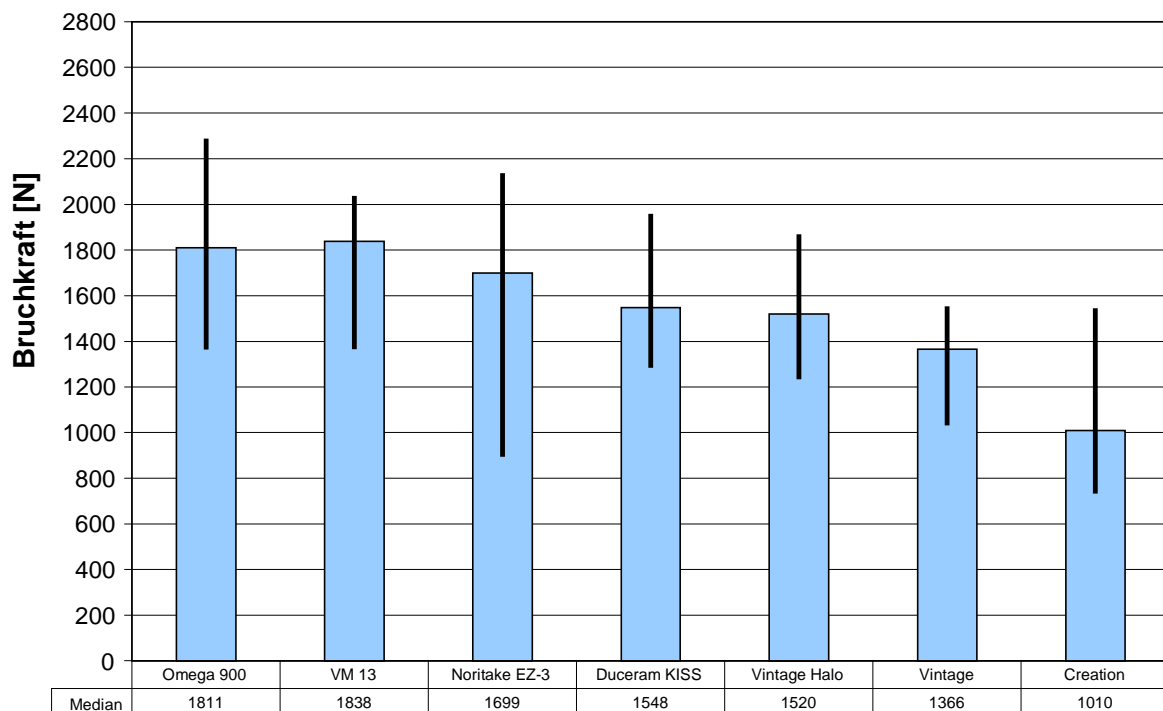


Abbildung 25: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte der untersuchten EMF-Legierung WB 280 mit Variationen von Verblendkeramiken im VOSS-Versuch

In dieser Untersuchungsreihe zeigen sich überwiegend nicht signifikante Unterschiede der einzelnen Prüfkörper im Hinblick auf ihre Verbundfestigkeiten während des VOSS-Tests. Auffallend sind Signifikanzen bei der Kombination der keramischen Verblendmaterialien Vintage und VM13 und der Grossteil der Verblendkeramik Creation mit den anderen Verblendwerkstoffen.

Tabelle 26: Ergebnisse des U-Tests für Bruchkräfte von Wirobond 280 mit diversen Keramikvariationen

	Omega 900	VM 13	Noritake EZ-3	Duceram KISS	Vintage Halo	Vintage	Creation
Omega 900		0,7751	0,4751	0,2531	0,3173	0,0633	0,0152
VM 13	n.s.		0,5653	0,1797	0,1797	0,0088	0,0040
Noritake EZ-3	n.s.	n.s.		0,8480	0,5653	0,1417	0,0476
Duceram KISS	n.s.	n.s.	n.s.		0,6547	0,1102	0,0127
Vintage Halo	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		0,0845	0,0181
Vintage	n.s.	*	n.s.	n.s.	n.s.		0,1102
Creation	*	*	*	*	*	n.s.	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

4.2.2 Kobalt-Chrom-Legierungen

4.2.2.1 Bruchmuster

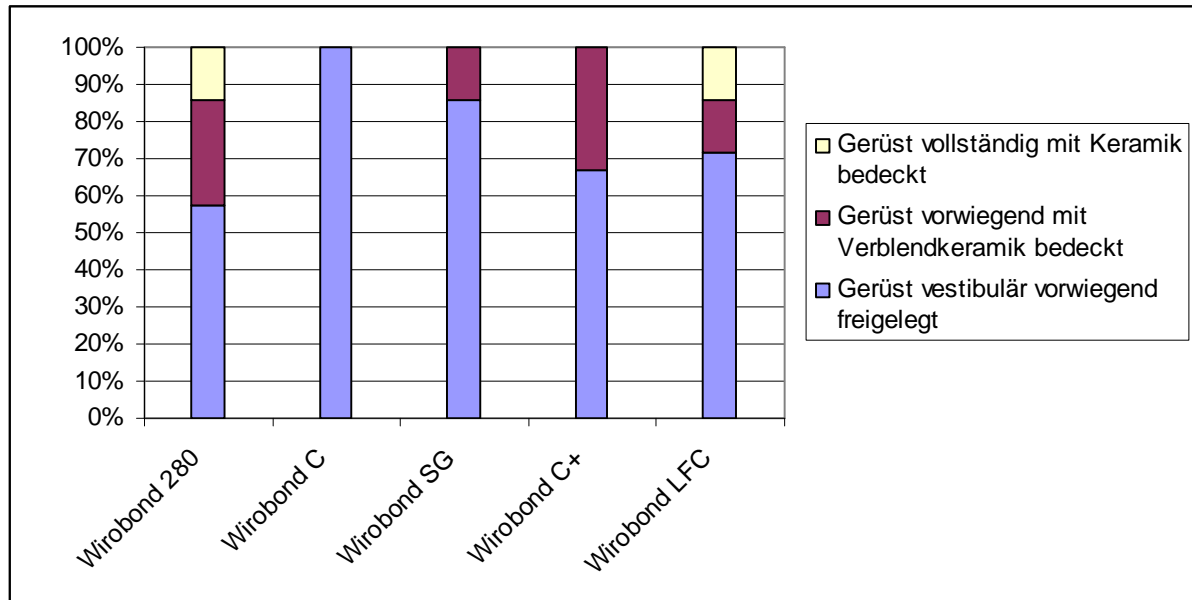


Abbildung 26: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der Kobalt-Chrom-Gerüste

Die visuelle Begutachtung der Bruchmuster der Verblendkeramiken mit Kobalt-Legierungen zeigt, dass nur bei den Legierungen Wirobond 280 und Wirobond LFC vereinzelt, Gerüste nach der Prüfung im VOSS-Verfahren noch vollständig mit Keramik bedeckt sind. Dabei ist zu beachten, dass der Prüfkörper auf Basis der Legierung Wirobond 280 aufgrund eines sehr niedrigen Messwerts verworfen wurde. Des Weiteren ist darauf hinzuweisen, dass innerhalb dieser Testreihe Wirobond LFC als einzige Legierung mit der Verblendkeramik Response versorgt wurde. Die übrigen Gerüste wurden mit Vita Omega 900 keramisch verblendet.

Bei dem überwiegenden Teil der verblendeten Kobalt-Legierungen finden sich nach der Testung Gerüste, die vestibulär überwiegend freigelegt sind. Bei Metallgerüsten aus Wirobond C ist dies ausschließlich der Fall.

4.2.2.2 Verbundfestigkeit

Prüfkörper mit EMF-Gerüstlegierungen zeigen bei den Medianen Messergebnisse von 1164 N bis 1946 N. Der höchste Median wurde in Verbindung mit der Wirobond C-Legierung gemessen, der niedrigste bei der EMF-Legierung Wirobond C+.

Den Messwerten der EMF-Versorgungen steht ein minimaler Bruchwert von 972 N (Wirobond LFC) einem Maximalwert von 2465 N (Wirobond C) gegenüber.

In der Testreihe der Legierung Wirobond 280 wurde aufgrund eines sehr untypischen Bruchverlaufs das Messergebnis eines Prüfkörpers verworfen.

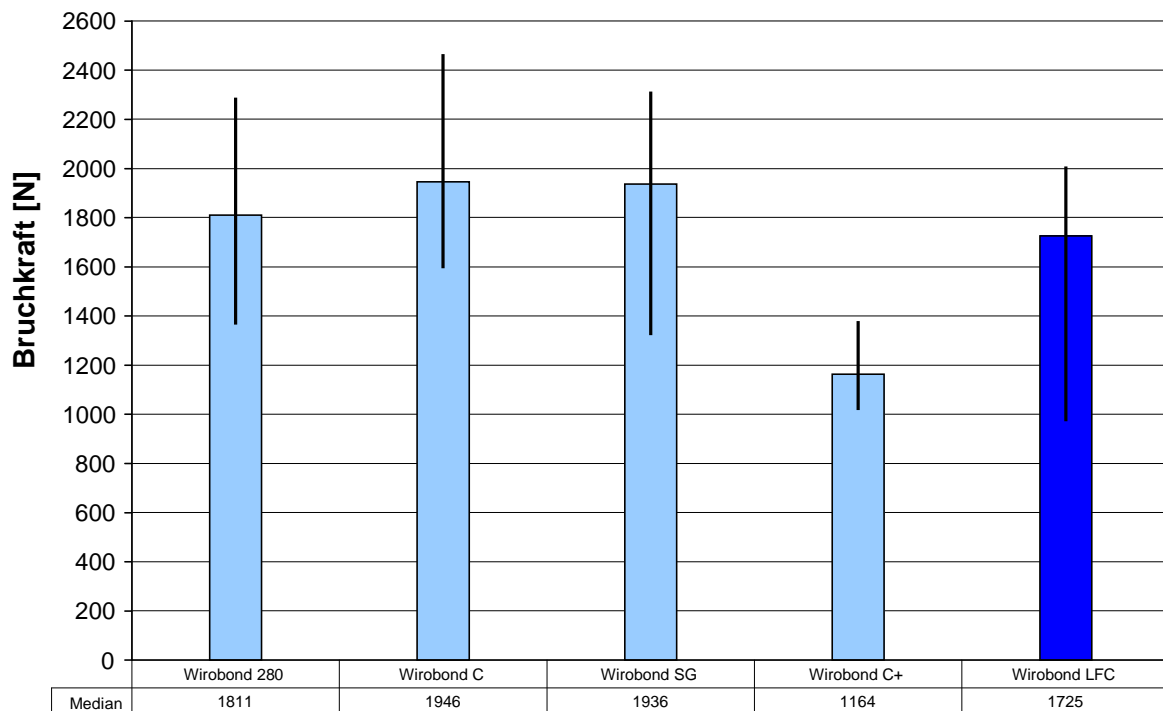


Abbildung 27: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von Kobalt-Chrom-Legierungen

Tabelle 27: Ergebnisse des U-Tests für die Bruchkräfte verblendeter Kobalt-Chrom-Legierungen

	Wirobond 280	Wirobond C	Wirobond SG	Wirobond C+	Wirobond LFC
Wirobond 280		0,4751	0,8864	0,0065	0,4751
Wirobond C	n.s.		0,7494	0,0027	0,0845
Wirobond SG	n.s.	n.s.		0,0066	0,2248
Wirobond C+	*	*	*		0,0321
Wirobond LFC	n.s.	n.s.	n.s.	*	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

Anhand der Tabelle 27 lassen sich signifikante Unterschiede für Bruchkräfte der verblendeten Kobalt-Chrom-Legierung Wirobond C+ mit allen anderen Legierungen dieser Testreihe feststellen.

4.2.3 Nickel-Chrom-Legierungen

4.2.3.1 Bruchmuster

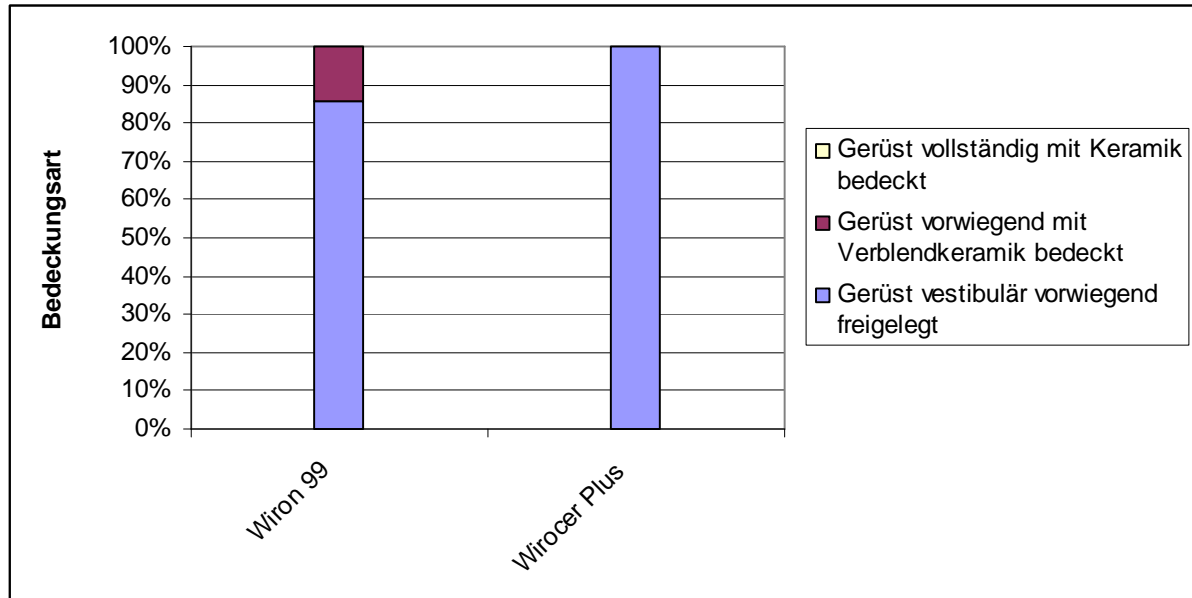


Abbildung 28: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der Nickel-Chrom-Gerüste

Die makroskopische Untersuchung nach der Prüfung des Haftverbundes auf Nickel-Basis-Legierungen zeigt fast ausschließlich Metallgerüste, die vestibulär vorwiegend freigelegt sind. Lediglich bei einem Prüfkörper auf Basis von Wiron 99 findet sich ein höherer Bedeckungsgrad an Verblendkeramik.

4.2.3.2 Verbundfestigkeit

Bei den Medianen der Bruchkräfte der Nickel-Chrom-Legierungen ergeben sich Werte zwischen 1716 N bis 1979 N. Dabei konnte der höhere Median als auch der Maximalwert von 2287 N mit der Legierung Wirocer Plus erzielt werden. Den Minimalwert mit 707 N erreichten die Prüfkörper der Legierung Wiron 99.

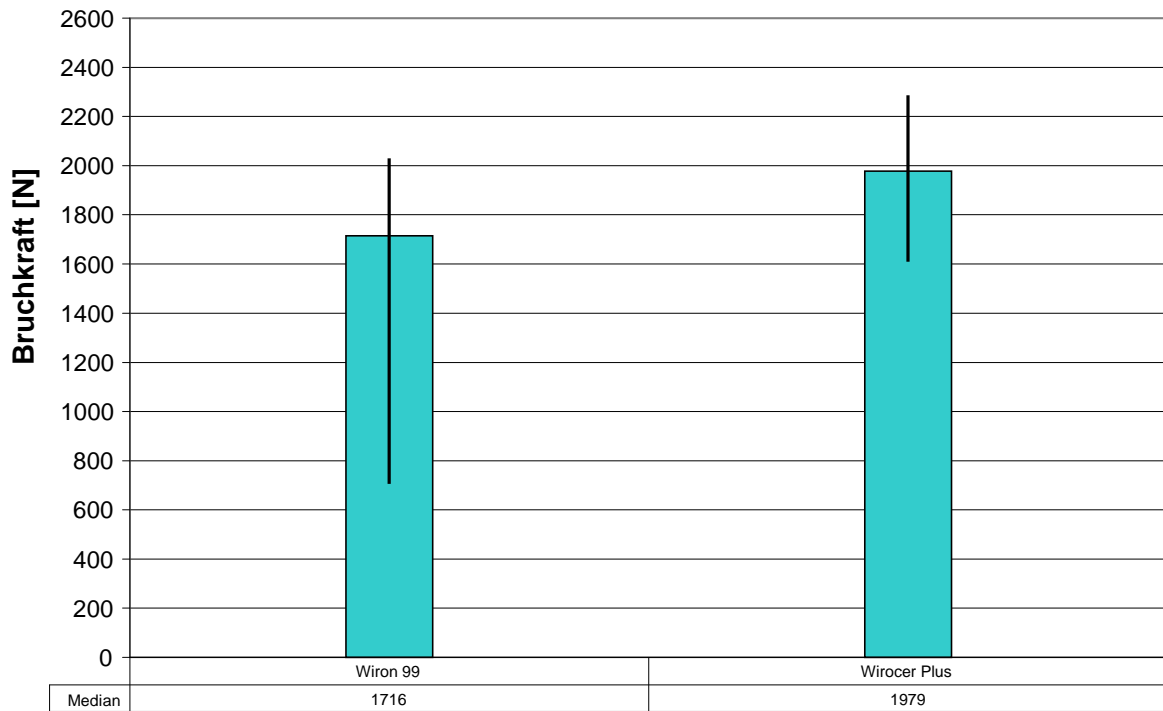


Abbildung 29: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von Nickel-Chrom-Legierungen

Tabelle 28: Ergebnisse des U-Tests für die Bruchkräfte verblindeter Nickel-Chrom-Legierungen

	Wiron 99	Wirocer Plus
Wiron 99		0,0845
Wirocer Plus	n.s.	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

Statistisch signifikante Unterschiede von Bruchkräften zwischen verblindeten Nickel-Chrom Legierungen Wiron 99 und Wirocer Plus sind in der Tabelle 28 nicht erkennbar.

4.2.4 Vergleich der EMF-Legierungen

Innerhalb dieser Versuchsreihe mit EMF-Legierungen konnte anhand der ermittelten Daten kein charakteristischer Unterschied zwischen Kobalt-Chrom-Basislegierungen und Nickel-Chrom-Basislegierungen gefunden werden. Lediglich die Serie mit dem von BEGO Medical gefertigten Gerüst aus Wirobond C+ weist niedrigere Werte im Vergleich zu den anderen Versuchsreihen auf.

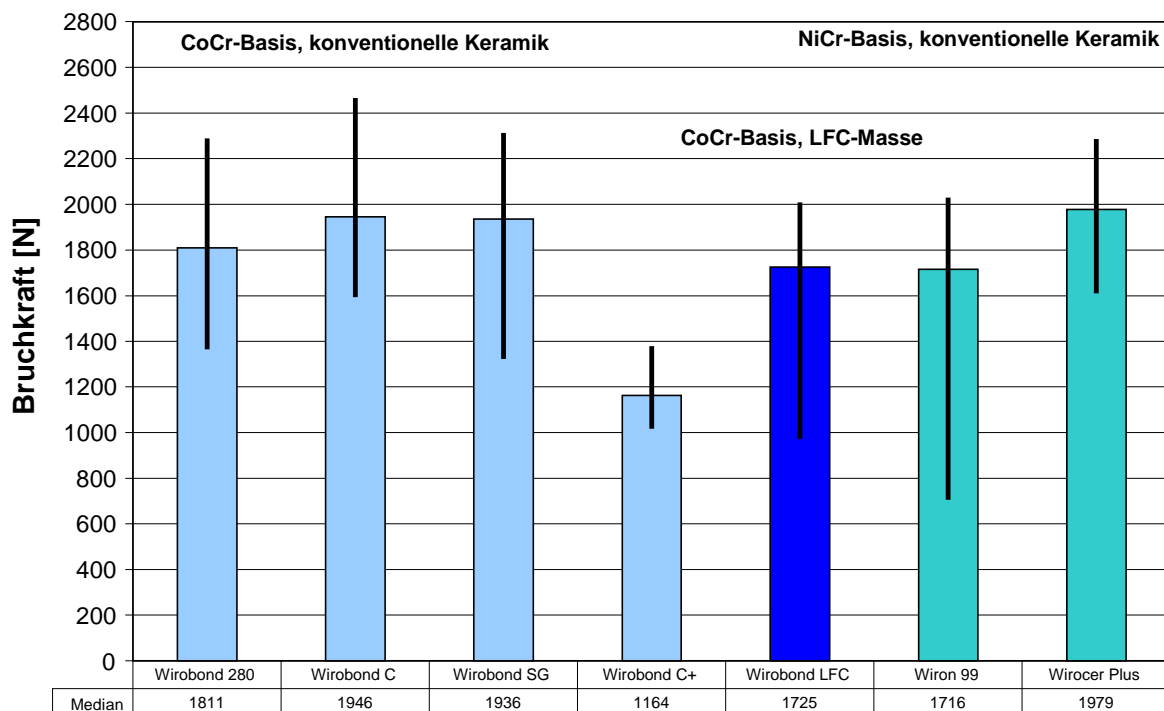


Abbildung 30: Gegenüberstellung der Ergebnisse des VOSS-Tests der EMF-Legierungen

4.3 Vergleich der EM- und EMF-Legierungen

Bei der Auflistung aller gemessenen Bruchkräfte findet sich der höchste Messwert bei Frontzahnkronen mit EM-Gerüsten, gefolgt von Prüfkörpern mit EMF-Gerüsten. Dabei finden sich wiederum höhere maximale Bruchwerte bei Kobalt-Chrom-Legierungen gegenüber Nickel-Chrom-Legierungen. Zudem weisen in der Untersuchung metallkeramische Verbundsysteme auf Nickel-Chrom-Basis sowohl die größten Schwankungen, als auch den kleinsten Bruchwert mit 707 N auf. EM- und EMF-Gerüste, die mit der LFC-Masse Response verblendet wurden, zeigen generell geringere Bruchkräfte zu Legierungen, die konventionell verblendet wurden. Des Weiteren zeigen die Messwerte für Metallgerüste mit LFC-Verblendmassen minimal höhere Bruchwerte bei EM-Legierungen als bei EMF-Legierungen.

Es ist jedoch festzustellen, dass der Einsatz aller untersuchten Prüfkörper bzw. aller Materialkombinationen bei Auftreten von maximalen Kaukräften im Frontzahnbereich von 400 N klinisch unbedenklich ist.

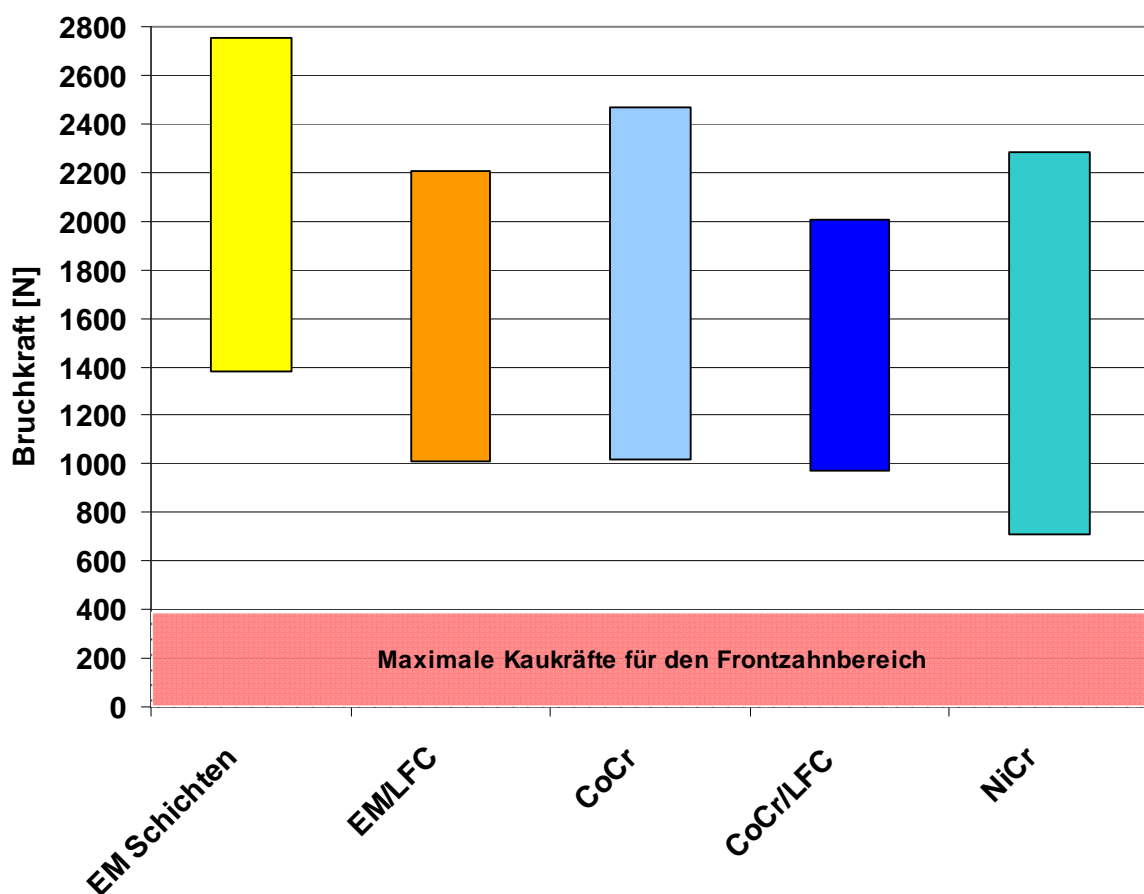


Abbildung 31: Vergleich der Bruchkräfte der untersuchten EM- und EMF-Legierungen

5 Diskussion

5.1 Fehlerdiskussion

In praktischen Versuchsreihen sind Fehler unvermeidbar. Entscheidend für die Aussagekraft von Ergebnissen solcher Versuche sind zum einen, Fehler zu erkennen und entsprechend einzuordnen und zum anderen, generell Fehlerquellen zu minimieren. Nachfolgend werden Fehlerquellen aufgezeigt und diskutiert.

5.1.1 Einfluss der Verarbeitung

Diese Arbeit hat sich mit der Haftverbundfestigkeit von keramisch konventionell verblendeten Metallkronen beschäftigt. Die als Frontzahnkrone verwendeten Prüfkörper wurden manuell angefertigt und enthalten somit herstellungsbedingte Fehlerquellen. Je nach Zeitpunkt und Intensität variiert der Fehler im Herstellungsprozess der Krone.

5.1.1.1 Gerütherstellung

Nahezu alle im Rahmen dieser Untersuchung gefertigten Gerüste wurden mit Hilfe des Gussverfahrens hergestellt. Eine Ausnahme bilden die Käppchen der Legierung Wirobond C+, die von BEGO Medical im SLM-Verfahren produziert wurde. Um Schwankungen durch unterschiedliche Chargen zu verhindern, wurden immer Legierungen einer Charge verwendet.

Um überwiegend einheitliche Schichtstärken der Metallgerüste zu gewährleisten, werden bei der Einbettung Kunststoffkäppchen verwendet, die im Rapid-Prototyping-Verfahren erzeugt wurden. Diese Fertigungstechnik basiert auf digitalen Daten, die wiederum durch das Einscannen idealisierter Objekte gewonnen wurden. Somit garantiert das Rapid-Prototyping die Fertigung identischer Kunststoffkäppchen. Alle Gerüststärken werden mit einem Tastzirkel vermessen und die Passung auf dem Zahnstumpf durch die Verwendung von Okklusionsspray überprüft. Sollten die Abweichungen von mehr als 0,05 mm auftreten sind Korrekturen erforderlich. Korrekturen wurden manuell mit der notwendigen Sorgfalt durchgeführt. Dadurch konnte eine einheitliche Gerüststärke von durchschnittlich 0,4 mm erreicht werden

(Abweichungen von 0,05 mm). Uneinheitliche Gerüststärken würden sich entsprechend auf die Dimension der Keramikschichten auswirken, das wiederum einen hohen Einfluss auf die Versuchsergebnisse hätte [93].

Bei jeder Versuchsreihe werden diese Käppchen auf die gleiche Art angestiftet und in einer Gussmuffel eingebettet. Der Guss erfolgte immer im gleichen Ofen und Verfahren. Da jede gegossene Dentallegierung ein dendritisches Gefüge aufweist, kann es bei ungleichmäßigen Abkühlvorgängen zu Unregelmäßigkeiten im Gussobjekt (z. B. Lunker) kommen [28]. Um die Wahrscheinlichkeit solcher Unregelmäßigkeiten zu minimieren, verfügt der verwendete Gussofen Nautilus CC+ über eine automatische Gießzeitpunkterkennung, die eine konstante Gießtemperatur garantiert.

5.1.1.2 Keramische Verblendung

Die Schichtung der keramischen Massen auf die Metallgerüste geschieht in der konventionellen Verblendtechnik. Bei dieser Technik wird die Keramik jeder Versuchsreihe zeitnah manuell in einzelnen Schichten aufgetragen und nach Herstellerangaben gebrannt. Die Stärken der verschiedenen Schichten wurden durch einen Tastzirkel überprüft. Um die Reproduzierbarkeit zu verbessern, wurde die komplexe Prüfkörpergeometrie von Frontzahnkronen des Oberkiefers vereinfacht. Dennoch orientieren sich die allgemeine anatomische Form und die approximalen Kontaktpunkte jeder Prüfkrone an der Vorgabe des Gipsmodells. Nach Abschluss des Glanzbrandes erfolgt wie in der Praxis eine makroskopische Kontrolle auf Sprünge und Risse.

Der Einfluss der manuellen Fertigung wirkt sich erschwerend auf die standardisierte Herstellung der Prüfkörper aus. Daher sind kleine Schwankungen in der Verblendung und Formgebung unvermeidbar. Durch die konsequente Einhaltung der selbst gewählten Richtlinien sollten die Schwankungen der manuellen Prüfkörperherstellung keine entscheidende Auswirkung auf die Aussagekraft der Messergebnisse haben. Ein Silikonvorwall wurde als Orientierungshilfe verwendet.

5.1.2 Fehler der Messung

Das Testverfahren nach VOSS wird automatisiert mittels der Zwick-Prüfmaschine durchgeführt. Die notwendigen Kräfte sind exakt einstellbar und innerhalb einer definierten Zeit auf einen bestimmten Punkt übertragbar.

Mit dieser maschinellen Messtechnik können Fehlerquellen minimiert, aber nicht ausgeschlossen werden. Die Fehlerwahrscheinlichkeit eines maschinellen Defekts ist dennoch geringer zu bewerten, als die Auswirkungen manueller Einflüsse bei der Einstellung der Prüfmaschine bzw. bei der Positionierung der Frontzahnkronen. Insbesondere bei Prüfkörperfixierung ist darauf zu achten, dass ein seitliches Rotieren der runden Metallstifte, auf denen die Frontzahnkronen befestigt werden, unmöglich ist. Durch eine intensive Kontrolle vor jeder Materialprüfung lässt sich eine einheitliche Positionierung der Kronen erreichen und damit auch die Reproduzierbarkeit der Versuchsreihen garantieren.

Der festgelegte 45° -Winkel, mit der die anatomische Zahnstellung simuliert werden sollte, ist vorgegeben. Der Winkel dient ebenfalls der Standardisierung und Vereinfachung des Prüfverfahrens. Neben der Zahnstellung besitzt auch der exakte Kraftangriffspunkt auf den Prüfkörper maßgeblichen Einfluss auf die gemessenen Kräfte während des Materialbruchs [59, 111]. Dabei befindet sich der Kraftangriffspunkt der Prüfkörper dieser Studie auf der Inzisalkante der Frontzahnkronen, während sich dieser Punkt bei klinischen Frontzähnen ca. 2 bis 4,9 mm unterhalb der Inzisalkante befindet [9]. Auch die Kronenform der verwendeten prothetischen Schneidezähne wurde vereinfacht. Diese Variationen dienen der Standardisierung und erlaubten eine flächige Verteilung der Druckkraft. Eine flächige Kraftverteilung wird durch die vereinfachte Kronenform erreicht und ermöglicht eine höhere Belastbarkeit des Prüfkörpers und damit gleichmäßigere Messergebnisse.

5.1.3 Fehler des Verfahrens

Der Voss-Test ist ein praxisnahes Materialprüfverfahren. Die verwendeten Prüfkörper orientieren sich anatomisch an Frontzahnkronen.

Eine definierte „Normkrone“ für dieses Testverfahren existiert nicht. Folglich ist für den Prüfkörper keine Geometrie vorgegeben und die Größe, Wandstärke oder Art von Gerüstmaterialien und ihrer Verblendungen schwanken stark zwischen den

unterschiedlichen Untersuchungen. Des Weiteren sind sowohl die Art und Form der Auflagen bzw. Belastungsstempel im Prüfverfahren nach VOSS auch nicht normiert. Somit ist ein direkter Vergleich zwischen diesen Testreihen wissenschaftlich fragwürdig. Die vorliegende Arbeit versucht deshalb, die Hauptschwäche des VOSS-Tests zu umgehen, indem erstmalig eine große Vielzahl unterschiedlicher Gerüst- und Verblendmaterialien miteinander verglichen wurden, die unter weitgehend identischen Bedingungen hergestellt und geprüft worden sind.

5.1.4 Fehlerbewertung

Bedingt durch die manuelle Verarbeitung der keramischen Verblendmassen ergeben sich Abweichungen in der Prüfkörperform und Ungenauigkeiten bei der Keramikverarbeitung. Die Herstellung der Metallgerüste erlaubt aufgrund der vorherrschend maschinellen Produktion weniger Fehlerquellen. Allerdings können hierbei entstandene Fehler sich nach dem Verblendvorgang weiter verstärken. Verglichen mit der Prüfkörperherstellung ist der Einfluss des Messfehlers zu vernachlässigen. Die aus der Literatur des VOSS-Tests beschriebene breite Streuung der Messwerte und der damit verbundene hohe Variationskoeffizient sind das Resultat des manuellen Einfluss bei der Prüfkörperherstellung und der damit zusammenhängenden eingeschränkten Reproduzierbarkeit. Ergebnisse mit einer Spanne von 300 N – 5171 N [52] wurden bereits von KRUMBHOLZ, K (1998) zusammengefasst. Werte von aktuellen Veröffentlichungen zum Voss-Test sind in der Tabelle 6 beschrieben. Die Schwankungsbreite der gemessenen Resultate dieser Studie reicht von 707 N bis 2750 N und ist damit geringer als vergleichbare Studien. Dies ist als ein Indiz für eine sorgfältige Prüfkörperherstellung und Versuchsdurchführung zu werten. Des Weiteren erhöht es die Wertigkeit der ermittelten Messdaten.

5.2 Diskussion der Messwerte

5.2.1 EM-Legierungen

5.2.1.1 EM mit Vita Omega 900

Eine erhöhte Streuung von Messergebnissen kann als Hinweis auf die Sensibilität der verwendeten Materialien von manuellen Einflüssen bei der Prüfkörperfertigung gewertet werden.

Diese Art der manuellen Fertigung und Prüfung im Verfahren nach VOSS stellt eine sehr praxisnahe Untersuchungsmethode dar, enthält jedoch insbesondere in der Prüfkörperherstellung multiple Fehlerquellen. Demzufolge existiert ein relativ hoher Variationskoeffizient, der bei den untersuchten Chargen zwischen 5,4 % (Bio PontoStar) und 28,6 % (Bio PlatinLloyd) liegt. Dies führt zu der Erkenntnis, dass die Messwerte nicht normalverteilt sind und statistisch entsprechend berücksichtigt werden müssen.

Bei näherer Betrachtung der ersten Versuchsreihe zeigt sich eine Zunahme der Streuung und der maximalen Belastbarkeit der mit Vita Omega 900 verblendeten EM-Legierungen in Abhängigkeit einer Zunahme des Elastizitätsmoduls der EM-Legierung. Das Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit einer Legierung. Ein hohes E-Modul ist für Kronenversorgungen wünschenswert, da ebenfalls ein hoher Wert an Kraft aufgewandt werden muss, um diese Materialien elastisch zu verbiegen [104].

Die Verläufe der Bruchmuster sind in dieser Testreihe unregelmäßig. Besonders auffällig sind Abplatzungen der Verblendkeramik von den PontoLloyd P-Gerüsten. In dieser Versuchsreihe ist nach dem Testverfahren der Hauptanteil der Gerüste vorwiegend mit Verblendkeramik bedeckt. Diese Tatsache lässt Rückschlüsse auf die Stabilität des Metall-Keramik-Verbunds zu. In diesem Fall ist es ein Indiz dafür, dass die Festigkeit des Haftverbundes höher als die Eigenfestigkeit der Keramik ist [62].

5.2.1.2 EM mit der LFC-Masse Response

Die Bruchwerte von der hochexpandierenden Keramik Vita Response auf Basis von EM-Legierungen dieser Testreihe sind tendenziell niedriger als Serien konventionell verblendeter EM-Gerüste. Als Erklärung für die Höhe und Streuung dieser

Messergebnisse lässt sich der komplexe Einfluss der manuellen Fertigungsweise vermuten. In der Literatur sind Ergebnisse mit anderen Testverfahren beschrieben, in denen LFC-Massen mit EM-Legierungen die höchste Verbundfestigkeit aufweisen. In dieser Arbeit ist dies nicht der Fall. Auch ist keine Korrelation zwischen dem E-Modul der EM-Legierung und der Festigkeit der LFC-Masse Response anhand der Messwerte erkennbar. Dies erscheint unverständlich, da die Biegefestigkeit der LFC-Keramik höher ist, als die Festigkeit der Verblendkeramik Omega 900. Eigentlich wären höhere Werte zu erwarten gewesen. Ein möglicher Grund für die Diskrepanz zwischen Erwartung und realen Messwerten könnte sich bei näherer Betrachtung der Bruchverläufe der Prüfkörper ergeben. Hier zeigen sich Bruchmuster, die im Gegensatz zu den konventionell verblendeten EM-Gerüsten deutlich stärker im vestibulären Anteil der Frontzahnkrone bis auf das Metallgerüst freigelegt sind. Es sind sichtbare Hinweise auf einen eventuellen Schwachpunkt zwischen Metall und Opakerschicht. Diese Schnittstelle ist entscheidend für die Stabilität des Verbundsystems. Für die Bruchfestigkeit der Verblendkronen ist nicht nur die Eigenfestigkeit der Verbundpartner maßgebend, sondern auch die allgemeine Verbundfestigkeit zwischen Metall und Keramik und innere Spannungen im Haftverbundsystem, hervorgerufen durch WAK-Unterschiede und geometrische Formen.

Definitiv festzustellen sind aber die durchweg hohen Mediane der Bruchtests mit der LFC-Masse Vita Response, die einen klinischen Einsatz rechtfertigen.

5.2.2 EMF-Legierungen

5.2.2.1 Einfluss verschiedener Verblendkeramiken auf den Verbund zu einer EMF-Legierung (Wirobond 280)

Die Untersuchungen von diversen Verblendkeramiken auf Basis der EMF-Legierung Wirobond 280 als Gerüstmaterial geben Hinweise auf einen Zusammenhang zwischen den erzielten Bruchwerten und der Biegefestigkeit der entsprechenden Verblendkeramik. Die Biegefestigkeit ist ein Maß für die spontane Belastbarkeit bei einmaliger steigender Kraffteinleitung bis zum Bruch [65]. Anhand der sich aus den Bruchwerten ergebenden Meridiane lässt sich erkennen, dass Keramiken mit hohen Biegefestigkeiten (Vita VM13, Vita Omega 900) gegenüber Keramiken mit vergleichsweise niedrigeren Biegefestigkeiten (Vintage Halo, Creation) höhere Druck-Scherkräfte besser tolerieren. Damit wird deutlich, dass auch die

Verblendkeramik Einfluss auf den Haftverbund nimmt. Insofern bedingt die Vergleichbarkeit von Verbundsystemen, neben anderen Parametern auch die Verwendung der gleichen Verblendkeramik. Abschließend zeigt diese Testreihe auch, dass sämtliche Prüfkörper erst oberhalb der maximalen Kaukräfte im Frontzahnbereich frakturierten und somit klinisch verwendbar sind.

5.2.2.2 EMF mit Vita Omega 900

Die Testreihen der EMF-Legierungen mit Vita Omega 900 zeigen überwiegend vergleichbar hohe Mediane und von daher keine großen Unterschiede der Verbundfestigkeiten zwischen den Metallgerüsten aus Kobalt-Chrom und Nickel-Chrom.

Einerseits wird diese Tatsache dadurch bekräftigt, dass der größte Medianwert der Verbundfestigkeit von der Nickel-Basis-Legierung Wirocer Plus mit 1979 N erreicht werden konnte und die Kobalt-Basis-Legierung Wirobond C der höchsten Kraft (mit 2465 N) ausgesetzt war. Zum anderen weisen die sehr ähnlichen Bruchverläufe der geprüften Frontzahnkronen auf nahezu gleichwertige Festigkeiten der Haftverbundsysteme hin.

Die einzige Besonderheit dieser Untersuchungsreihe stellen die Verblendkronen mit Gerüsten der Legierung Wirobond C+ dar. Auffällig ist hierbei der um 772 N niedrigere Median der Wirobond C+ - Charge im Vergleich mit Verblendkronen auf Basis von Wirobond SG- Gerüsten. Obwohl diese Gerüstmaterialien aus einer nahezu identischen Legierung bestehen, zeigen sich bei Wirobond C+ deutlich niedrigere Bruchwerte und einen geringeren Variationskoeffizienten als bei Gerüsten mit Wirobond SG. Der geringe Variationskoeffizient der Wirobond C+ - Serie mag ein Indiz für die weitgehend automatisierte Gerüstfertigung sein. Die Gründe für die allgemein niedrigeren Bruchwerte sind damit aber nicht zu erklären.

Des Weiteren lassen sich, aufgrund der erhöhten Dehngrenze und der deutlich höheren Zugfestigkeitswerte (siehe Tabelle 16) der Legierung Wirobond C+, höhere Messwerte als die Vergleichswerte der Wirobond SG-Serie vermuten.

Hinweise für die Entstehung der gemessenen Werte finden sich in der unterschiedlichen Verarbeitungsweise dieser Legierungen. Während die Gerüste aus Wirobond SG manuell im herkömmlichen Gussverfahren hergestellt wurden, erfolgte die Fertigung der Wirobond C+ - Gerüste über das Lasersinterverfahren durch die Firma BEGO Medical. Um Schwankungen bei der Gerüsterstellung auszugleichen

mussten alle Gerüststärken kontrolliert und entsprechend nachgebessert werden, bis alle Metallgerüste aus den beiden Fertigungsverfahren gleiche Schichtstärken aufwiesen. Festzustellen ist, dass Nachbesserungen ausschließlich bei den manuell angefertigten Metallgerüsten indiziert waren. Da die Kontroll- und Nachbesserungsmaßnahmen ebenfalls manuell erfolgten, sind Fehler im Vergleich zum automatisierten Fertigungsverfahren nicht auszuschließen. Aus Kontrollfehlern können unterschiedliche Gerüststärken resultieren. Durch Nachbesserungen kann ein möglicher Einfluss auf die Oberflächenstruktur der Legierungen gegeben sein. Dies kann Auswirkungen auf die Intensität des chemisch-mechanischen Haftverbundes und letztendlich auch auf die Messergebnisse haben. Die keramische Verblendung erfolgte für alle Gerüste manuell.

5.2.3 Vergleich EM- mit EMF-Legierungen

Die geprüften konventionell verblendeten EM-Gerüste zeigen im Vergleich zu den anderen Metall-Keramik-Verbundsystemen die höchsten Messwerte innerhalb des Prüfverfahrens. Die geringsten Werte im Test weisen Prüfkörper mit Nickel-Chrom-Legierungen auf. Es ist jedoch festzustellen, dass der Einsatz aller untersuchten Prüfkörper bzw. aller Materialkombinationen bei Auftreten von maximalen Kaukräften im Frontzahnbereich von 400 N nach TINSCHERT [113, 114] klinisch unbedenklich ist. Sogar klinisch zu erwartenden Kaukräften von 600 N im Seitenzahnbereich nach TINSCHERT [113, 114] würden alle gemessenen Verbundsysteme standhalten, obwohl die Prüfkörpergeometrie nicht einer Seitenzahnkrone entspricht.

Des Weiteren lassen sich anhand der Verbundfestigkeiten keine Unterschiede bei niedrigschmelzenden Verblendkeramiken auf EM- oder EMF-Gerüsten erkennen.

5.3 Praktische und klinische Bedeutung

Die Untersuchung von Bruchfestigkeiten verschiedener Metall-Keramik-Systeme mittels des VOSS-Tests gilt als ein sehr praxisnahes Verfahren.

Diese Art der Materialprüfung ermöglicht es, Bissvorgänge von unterschiedlichen prothetischen Frontzahnkronen in der Mundhöhle zu simulieren und zu vergleichen. Es ist das einzige Materialprüfverfahren, bei dem die Verbundfestigkeiten von allen

klinisch relevanten Materialkombinationen getestet und miteinander verglichen werden können.

Aufgrund der Verwendung von Prüfkörpern mit nahezu gleicher Kronenoberfläche und des Einsatzes eines einheitlichen Prüfstempels im Rahmen des Testverfahrens nach VOSS, ergibt sich eine gewisse proportionale Abhängigkeit zwischen der Bruchfestigkeit und der gemessenen Bruchkraft. Die Bruchfestigkeit resultiert aus der Wirkung der Kraft auf die Fläche der Prüfkronen. Allerdings sind die Messergebnisse aufgrund einer fehlenden Normung von der Disziplin und dem fachlichen Können des jeweiligen Prüfers abhängig. Somit mahnt die relativ hohe Streuung der Ergebnisse im Prüfverfahren nach VOSS zu einer sorgfältigen und gewissenhaften Verarbeitung prothetischer Materialien im zahntechnischen Alltag. Durch das strikte Befolgen von Herstellerangaben zahntechnischer Produkte und eines routinierten und durch Automatisierung unterstützten Fertigungsprozesses lässt sich die Qualität prothetischer Arbeiten steigern und vereinheitlichen.

Hinweise auf verarbeitungsbedingte Mängel finden sich in der vorliegenden Untersuchung bei den Messwerten der Charge Wirobond C+. Diese Werte sind signifikant niedriger als Werte einer vergleichbaren Testreihe.

Andererseits zeigen die Untersuchungen Korrelationen zwischen den gemessenen Bruchwerten und den angegebenen Bruchfestigkeiten der Keramiken bzw. der Zusammensetzung von Edelmetalllegierungen. Diese Erkenntnisse sind als eine praxisnahe Bestätigung der physikalischen Materialeigenschaften zu betrachten.

Eine weitere praktische Erkenntnis ergibt sich aus der vergleichenden Untersuchung über die Art der keramischen Verblendung von Legierungen. Zwar zeigen sich bei niedrigschmelzenden Keramiken im Bereich der EM-Legierungen tendenziell niedrigere Messergebnisse als mit konventionellen Verblendverfahren, aber in der Praxis ergibt sich daraus kein Grund, gewisse Materialien abzulehnen bzw. zu präferieren.

In der folgenden Abbildung werden Ergebnisse dieser Studie mit Messwerten einer ähnlichen Studie [38] gegenübergestellt. In der Vergleichsstudie wurden Frontzahnkronen mit Überpresskeramiken untersucht und mit den konventionellen Verblendkeramiken dieser Testreihen verglichen. Bei beiden Untersuchungen wurden die gleichen Dentallegierungen als Gerüstmaterial verwendet. Des Weiteren wurden in der Vergleichsstudie konventionell verblendete Vollkeramiksysteme dem VOSS-Test unterzogen.

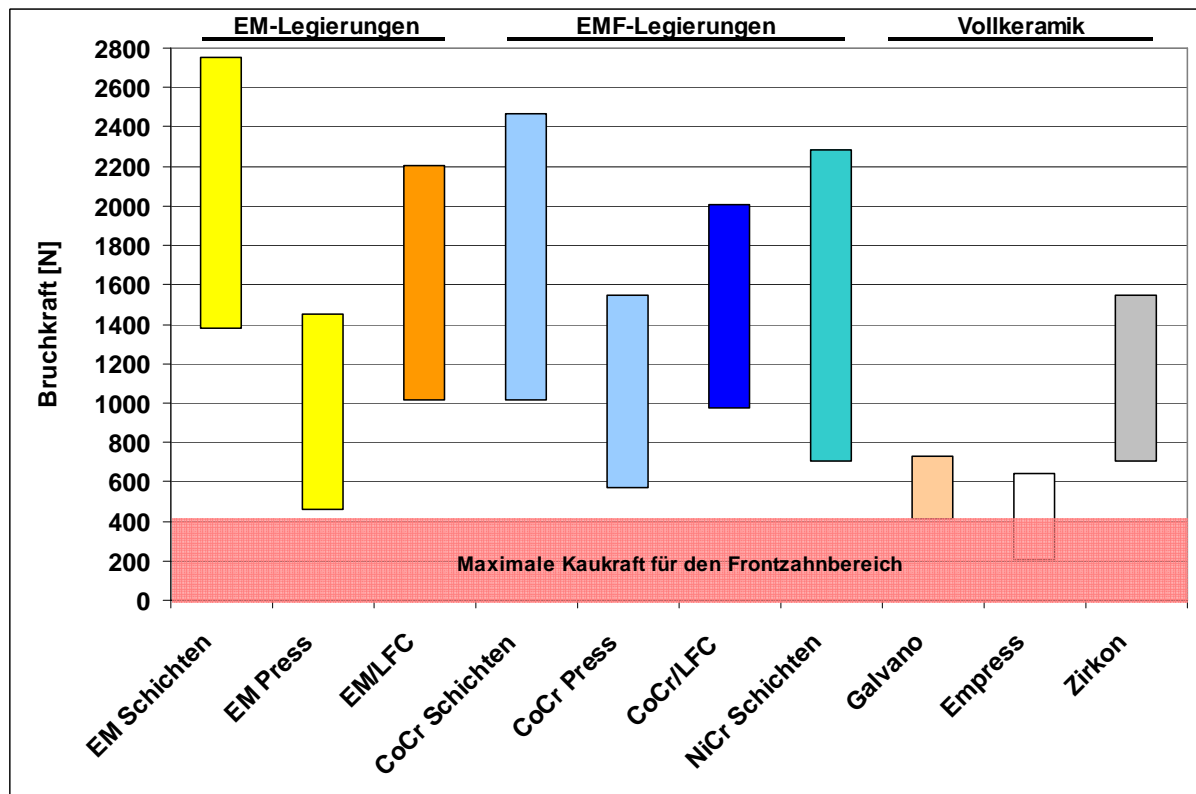


Abbildung 32: Gegenüberstellung der Bruchkräfte konventioneller- und Press-on Keramik auf EM- & EMF-Legierungen mit Vollkeramiksystemen [38]

Der Vergleich zwischen den untersuchten Prüfkörpern anhand der unterschiedlichen Verblendkeramiken zeigt deutlich höhere Bruchwerte bei den konventionellen Schichtkeramiken als bei der Überpresskeramik.

Generell gilt, dass alle untersuchten Frontzahnkronen den maximalen Kaukräften von 400 N standgehalten haben.

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser vorliegenden Arbeit war es, Verbundfestigkeiten von Keramikverblendungen auf unterschiedlichen Metallgerüsten mit Hilfe des Prüfverfahrens nach Voss zu untersuchen und unter klinischen Gesichtspunkten zu bewerten.

Die verwendeten Prüfkörper entsprechen prothetischen Frontzahnkronen des menschlichen Oberkiefers. Als Gerüstmaterialien finden die EM-Legierungen (Bio PontoStar, Bio PontoStar XL, PontoLloyd P, BegoCer G, Bio PlatinLloyd, BegoLloyd LFC, ECO d'Or) und die EMF-Legierungen (Wirobond 280, Wirobond C, Wirobond SG, Wirobond C+, Wiron 99, Wirocer Plus, Wirobond LFC) der Firma BEGO ihre Anwendung. Nahezu alle Metallgerüste wurden im Gussverfahren mit der Nautilus hergestellt. Als keramische Verblendmaterialien wurden Vita Omega 900, VM13, Noritake EZ-3, Duceram Kiss, Vintage Halo, Vintage, Creation und die LFC-Masse Response eingesetzt. Das Schichten der Keramikverblendungen auf die Metallgerüste erfolgte manuell.

Insgesamt wurden 146 Frontzahnkronen angefertigt, die sich in 21 Prüfserien aus jeweils 7 Prüfkörpern aufteilen. Von diesen Prüfserien bildet die Serie mit Wirobond C+ - Gerüsten aufgrund ihres Fertigungsprozesses im Selective Laser Melting Verfahren bei BEGO Medical und der Anzahl von nur 6 Prüfkörpern eine Ausnahme in den Versuchsreihen.

Aus den 21 Prüfserien wurden 8 Serien mit Edelmetallgerüsten unterschiedlicher Zusammensetzung keramisch verblendet, wobei 5 mit konventionellem Material (Vita Omega 900) und 3 mit LFC-Masse (Response) verarbeitet wurden.

Die verbliebenen 13 Serien basieren auf edelmetallfreien Gerüsten. Von diesen Versuchsserien wurden 6 mit verschiedenen EMF-Legierungen untersucht, wobei davon 5 mit konventionellem Material (Vita Omega 900) und eine mit LFC-Masse (Response) versorgt waren. Die restlichen 7 Serien sind gekennzeichnet durch ein einheitliches Metallgerüst (Wirobond 280) und Modifikationen in der Verblendkeramik.

Anhand der gemessenen Bruchkräfte ist festzustellen, dass Verblendkronen auf Basis von EM-Legierungen tendenziell stabilere Haftverbundsysteme aufweisen als vergleichbare Verbundsysteme mit EMF-Legierungen. Der Vergleich der hochexpandierenden Keramiken in Verbindung mit den entsprechenden EM- und EMF-Legierungen ergaben höhere Verbundfestigkeiten von Verbindungen auf EM-Basis,

aber insgesamt zeigen diese Verbundsysteme niedrigere Bruchwerte, als bei konventionell verblendeten Frontzahnkronen.

Zudem konnte in einer weiteren Testreihe gezeigt werden, dass Verblendkeramiken auf einheitlichen Metallgerüsten aus Wirobond 280 direkte Proportionalitäten von Biegefestigkeiten der verwendeten Keramiken zu den gemessenen Bruchwerten ergeben.

Bezugnehmend auf den gewählten Grenzwert für Frontzahnkronen von 400 N [113, 114] erweisen sich alle geprüften Kronen als klinisch sicher. Auch im Vergleich zu den maximal im Mundraum gemessenen Kaukräften (z.B. Bruxismus) von 1009 N [5] zeigt sich der Hauptteil der Prüfkörper den simulierten Belastungen gewachsen. Lediglich vereinzelt Frontzahnkronen unterschreiten diesen Maximalwert. Diese Tatsache in Verbindung mit den hohen Variationskoeffizienten ist wahrscheinlich auf den komplexen Herstellungsprozess und der Prüfkörpergeometrie zurückzuführen.

Ein Vergleich von Messergebnissen aus dem Voss-Test ist sowohl innerhalb anderer Studien des gleichen Prüfverfahrens als auch bei Resultaten aus anderen Materialprüfverfahren aufgrund der fehlenden Normierung nur sehr eingeschränkt möglich. Dennoch sind deutliche Parallelen der ermittelten Werte mit ähnlichen Ergebnissen aus Bruchtests nach VOSS in der Literatur (siehe Tabelle 6) erkennbar [23, 28, 38, 67, 86, 93].

Abschließend ist festzustellen, dass der Voss-Test durch seine universelle und praxisnahe Einsetzbarkeit eine gute Ergänzung für in-vitro Materialprüfungen ist. Bedingt durch komplexe Fehlerquellen in der Prüfkörperherstellung und der großen Schwankungen der Messdaten, sollte dieses Testverfahren nicht isoliert betrachtet werden, sondern in eine Vielzahl von vorklinischen Untersuchungen einbezogen werden. Auch wenn In-vitro-Studien nur eine technische Annäherung an die klinische Situation darstellen [29], sind sie für den Einsatz neuer Materialkombinationen oder der Verbesserung von Werkstoffen unverzichtbar. Je mehr Daten vorliegen, desto besser können Materialien vor ihrem klinischen Einsatz abgestimmt und Risiken minimiert werden.

In dieser Studie konnte mit Hilfe des VOSS-Test gezeigt werden, dass keramisch verblendete Frontzahnkronen auf EM-Gerüsten tendenziell belastbarer sind als Verblendkronen mit EMF-Gerüsten.

6.1 Summary

The aim of this study was to compare and to analyse bond strengths of different metal-ceramic systems by using the testing method proposed by VOSS and assessed under clinical aspects.

Prosthetic anterior metal-ceramic crowns of the human maxilla were used as specimens for the VOSS test. The metallic frameworks were made out of precious metal alloys (Bio PontoStar, Bio PontoStar XL, PontoLloyd P BegoCer G, Bio PlatinLloyd, BegoLloyd LFC, ECO d'Or) and the non-precious alloys (Wirobond 280, Wirobond C, Wirobond SG, Wirobond C +, Wiron 99, Wirocer Plus, Wirobond LFC). The metal frameworks were veneered with VITA Omega 900, VM13, Noritake EZ-3, Duceram Kiss, Vintage Halo, Vintage, Creation and the LFC mass response was used. The metallic frameworks were veneered manually.

A total of 146 anterior crowns were made, which are divided into 21 test series from each 7 specimens. The series with 6 specimens of Wirobond C+ copings is an exception, due to their selective laser melting manufacturing at BEGO MEDICAL.

From the 21 test series 8 series were faced with porcelain and precious metal scaffolding different compositions. 5 of 8 series were created with conventional material (Vita Omega 900) and 3 were processed with LFC mass (Response).

The remaining 13 series are based on non-precious metal copings. From this 13 series of tests were examined 6 with various non-precious alloys, with 5 of them done with conventional material (Vita Omega 900) and one supplied with LFC mass (Response). The remaining 7 series are characterized by a uniform metallic framework (Wirobond 280) and modifications in the veneering ceramic.

By using the measured fracture strength it should be noted that porcelain veneered precious metal alloys tend to have more stable bonding systems than similar systems with non-precious alloys. The comparison of the high expansion ceramics in conjunction with the corresponding EM and non-precious alloys showed higher bond strengths of connections to EM base, but overall, these composite systems lower elongation values than conventionally veneered anterior crowns.

Furthermore it was shown in another series of tests that veneering metallic frameworks of Wirobond 280 direct result proportional bending strengths of the ceramics used for the measured fracture values.

Referring to the selected limit for anterior crowns of 400 N by TINSCHERT [113, 114] are all tested crowns prove to be clinically safe. In comparison of the maximum

measured masticatory (bruxism) of 1009 N [5] it shows that the main part of the test pieces increased the simulated loads. Only a few anterior crowns range below this maximum value. This fact, combined with the high coefficient of variation is probably due to the complex manufacturing process and the specimen geometry.

A comparison of test results from the VOSS test is limited in other studies of the same procedure as well as results from other material testing due to lack of standardization. Nevertheless, the values obtained are comparable with similar results from rupture tests to Voss in the literature (see Table 6) [22, 27, 37, 66, 85, 92].

Finally it is clear to see, that using the uniform and practical testing method by VOSS is a good way to compare results of in-vitro material testing. In this case it could be shown that metal-ceramic composite systems are based on precious alloys tend to be stronger than on non-precious alloys ceramic systems.

7 Literaturverzeichnis

1. BEGO Bremer Goldschlägerei (2002)
Merkmale, Zusammensetzungen und Verarbeitungshinweise,
Bio PontoStar®, BioPontoStar®XL, PontoLloyd®P, BegoCer®G,
BegoPal®300, BioPlatinLloyd®, BegoLloyd®LFC, ECO d'OR,
Wirobond® 280, Wirobond® C, Wirobond® SG, Wirobond® C+,
Wiron®99, Wirocer plus, Wirobond® LFC, Wironit®extrahart.
Bremen.
2. Böhm U (2001)
Der Metall-Keramik-Verbund – eine sehr komplexe Einheit.
Dtsch Zahnärztl W 41:15.
3. Böning K, Ullmann U, Wolf A, Lazarek K, Walter M (2006)
Dreijährige klinische Bewährung konventionell zementierter
Einzelkronen aus Lithiumdisilikat-Keramik,
Dtsch Zahnärztl Z 61: 604-611.
4. Breustedt A, Lenz E (1985)
Stomatologische Werkstoffkunde, J.A.Barth, Leipzig.
5. Canabarro Sde A, Shinkai RS(2006)
Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate
adults, Int J Prosthodont 19: 177-82.
6. Claus H (1980)
Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik:
dental-labor XXVIII, Heft 10/80: 1743-1750.
7. Claus H (1980)
Entwicklung der Dentalkeramik
Zahnärztl Welt 89: 36-39.
8. Claus H (1985)
Viele Faktoren haben einen positiven Einfluss auf die Haftung von
Dentalkeramik, Dent Lab 33: 897-900.
9. Coca I, Schwickerath H (1987)
Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich
Dtsch Zahnärztl Z 42: 338-341.

10. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J (1984)
Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations.
J Prosthet Dent 51: 338-342.
11. Craig RG, Powers JM, Wataha JC (2006)
Zahnärztliche Werkstoffe, Urban & Fischer Verlag, Elsevier GmbH,
München.
12. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J (2006)
A 20-year retrospective survival study of Fixed Partial Dentures.
Int J Prosthodont 19:143-153.
13. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J (2006)
An 18 year retrospective survival study of full crowns with or without
posts, Int J Prosthodont 19: 136-142.
14. DIN EN ISO 9693 Berlin (2001)
Dentale restaurative Metallkeramiksysteme
Beuth Verlag.
15. DIN EN ISO 10477 (2004)
Dentistry – Polymer-based crown and bridge materials.
Beuth Verlag, Berlin (2004).
16. DIN EN ISO 22674 (2007)
Zahnheilkunde – Metallische Werkstoffe für festsitzenden und
herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen
Beuth Verlag.
17. Eichler J (1963)
Thermoschockverhalten von Glas.
Praktikum der Materialwissenschaft I: 1-12.
18. Eichner K (1979)
Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik., Hanser Verlag München.
19. Eichner K (1997)
Metallkeramik nach dreißigjähriger Anwendung, Teil 2,
Zahnärztl Welt 9: 562 – 567.
20. Eichner K (2008)
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Thieme Verlag.

21. Fischer C, Zierz M (2001)
Aufbrennfähige Dentallegierungen und ihre Verarbeitung - gewusst wie
- und warum, Dtsch Zahnärztl W Zahntechnik (Band10): 27-30.
22. Fischer H, Marx R (2000)
Festigkeit von Dentalkeramik, Zahnärztliche Welt 109: 240-244.
23. Franzkowiak S (2005)
Werkstoffkundliche Untersuchungen vollkeramischer Restaura-
tions-systeme hergestellt nach dem CICERO[®]-Verfahren
Med Diss, Freiburg.
24. Freesmeyer WB, Lindemann W (1982)
Verbundfestigkeit zwischen keramischer Masse und NEM-Legierungen
in Abhängigkeit von der Vorbehandlung des Metallgerüsts
Dtsch Zahnärztl Z 37: 288-291.
25. FZV, Forschungsinstitut für die Zahnärztliche Versorgung (1986)
Übersicht über die Dental-Edelmetallegierungen und Dental-Nichtedel-
metallegierungen in der Bundesrepublik Deutschland.,
Zahnärztl Mitt (Band 76).
26. Geis – Gerstorfer J (1996)
Nichtedelmetallegierungen in Eichner: Zahnärztliche Werkstoffe und
ihre Verarbeitung, Thieme Verlag.
27. Geis – Gerstorfer J (1997)
Vom Rohstoff zur Dentalkeramik., Quintessenz J (Band 1): 35-43.
28. Glimm M (2007)
Vergleich der Haftverbundfestigkeit von Metall-Keramik- und
Vollkeramik-Systemen, Diplomarbeit Bremen.
29. Geurtsen W (1990)
Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z 45: 380-386.
30. Hanawa T, Kon M, Ohkawa S, Asaoka K (1994)
Diffusion of Elements in Porcelain into Titanium Oxide
Dent Mater J: 164-173.
31. Hausselt J, Clasing M (1982)
Beitrag zu Haftungs- und Spannungsverhältnissen bei metallischen
Verbundwerkstoffen in der Zahntechnik, Metall 36 Bd.7: 765-771.
32. Hellwig E, Klimek J, Attin T (2003)
Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer: München.

33. Henning G (1976)
Die Metall-Keramik-Bindung. Dent lab 8: 1065-1071.
34. Henschel H, Mucha K. (1974)
ABC Keramik. VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig.
35. Hickel R (1997)
Keramikinlays und Veneers
Hanser Verlag, München.
36. Holdt R (1999)
Eigenschaften von Legierungskomponenten
Dtsch Zahnärztl W Spezial (Band 1): 22-24.
37. Immich H (1974)
Medizinische Statistik,
F. K. Schattauer Verlag, Stuttgart.
38. Jacobs M (2013)
Vergleichende Untersuchung zum Haftverbund zwischen
unterschiedlichen Verblendkeramiken auf Metall- bzw. Keramikgerüsten
in vitro auf einer Frontzahnkrone mittels des VOSS-Versuchs
Med Diss, Berlin.
39. Jain P, Nihill P, Sobkowski J, Agustin MZ (2007)
Commercial soft drinks: pH
and in vitro dissolution of enamel. Gen Dent 55(2): 150-154.
40. Kappert HF, Riedling W, Weyhmann (1985)
Eine vergleichende Studie von drei Methoden zur Untersuchung des
Metall- Keramik-Verbundes bei NEM-Legierungen,
Dtsch Zahnärztl Z 40: 1179-1186.
41. Kappert HF (1996)
Moderne Metall-Keramik-Systeme mit Omega 900,
Zahnärztl Mitteilungen 18: 1-8.
42. Kappert HF, Hennische HW (1996)
Vollkeramik: Werkstoffkunde- Zahntechnik- klinische Erfahrung
Quintessenz Verlag, Berlin.
43. Kappert HF, Pfeiffer P, Schwickerath H (1999)
Dentallegierungen auf Palladiumbasis
Zahnärztliche Mitteilung 18: 40-44.

44. Kelly JR (1995)
Perspektives on strength, Dent. Mater 11: 103-110.
45. Kern M, Pröbster L (2006)
Who is Who in der Welt vollkeramischer Restaurationssysteme.
Arbeitsgemeinschaft Keramik Wiesbaden-Tübingen.
46. Kerschbaum Th, Seth M, Teeuwen U (1997)
Verweildauer von kunststoff- und metallkeramisch verblendeten Kronen
und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 52: 404-406.
47. Kerschbaum T (2006)
Metallkeramik – ein halbes Jahrhundert im Dienste der Patienten
Zahnärztliche Mitteilung 96: 2716-2722.
48. Körber K (1982)
Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie, Physik und Chemie
dentaler Werkstoffe, Thieme V., Stuttgart.
49. Körber KH, Ludwig K (1983)
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer
Konstruktionen, Dentallabor 31: 55-60.
50. Koinig H (2003)
Metallkeramik Verlag Neuer Merkur.
51. Kraft J, Schäfer G (1994)
Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von Metallkeramik/Kunststoff-
Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 49: 124.
52. Krumbholz K (1998)
Entwicklung und Eigenschaften der Aufbrennkeramik,
Dent lab 2: 189-194.
53. Kruth JP (2005)
Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser
Melting, Rapid prototyping J 11: 26-36.
54. KZBV (2009)
statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung
Kassenzahnärztlicher Bundesverlag.
55. Lässig HE (1983)
Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte
Du Mont Verlag, Köln.

56. Lenz J, Raabe (1998)
Zur Abstimmung der Wärmeausdehnungskoeffizienten
von Legierung, Dentin und Opaquer.
Dent Labor 46/11: 1795-1801.
57. Lindigkeit J (1989)
Werkstoffkunde und Technologie
in Siebert, G. K., Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik.
Hanser, München-Wien.
58. Linsmeier KD (2007)
Rabbit Prototyping – Ostern kommt immer so plötzlich
Spektrum der Wissenschaft J 4: 40-41.
59. Marx H (1988)
Zur Frage der Festigkeitsprüfung des Metall-Kunststoff-Verbundes.
Dtsch Zahnärztl Z 43:1024-27.
60. Marx R (1993)
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen -
Verstärkung und Bruchzähigkeit.
Dtsch Zahnärztl Z;48: 229-236.
61. Marxkors R (1972)
Werkstoffe in der zahnärztlichen Praxis
Barth Verlag, Frankfurt /Main.
62. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J (2008)
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser Köln.
63. McLean JW (1981)
Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik, Band 2
Quintessenz, Berlin- Chicago- Tokio.
64. Meier V (2001)
Untersuchungen zum Einfluss von Modifikationen des Druck-
Schertests nach Schmitz- Schulmeyer auf die Höhe der Messwerte
sowie auf die Messwertstreuung Zahnmed Diss, Berlin.
65. Meiners H, Lehmann KM (1998)
Klinische Materialkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag, München Wien.

66. Meyer JM, Lüthy H (1995)
Titan in der Zahnheilkunde-Welche Entwicklung gibt es bis heute
Quintessenz Zahntechnik 21: 681-712.
67. Mietko M (2008)
Vergleich verschiedener Prüfmethode zur Bestimmung der
Verbundfestigkeit zwischen einer Kobalt-Chrom-Legierung und einer
Verblendkeramik. Med. Diss., Berlin.
68. Moffa J P, Jenkins W A; Ellison J A; Hamilton J C (1984)
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: 491-500.
69. Näpänkangas R, Salonen MA, Raustia AM (1997)
A 10-year follow-up study of fixed metal ceramic prosthodontics.
J Oral Rehabil 24: 713-717.
70. Nally JN, Berta JJ (1965)
Recherches experimentales sur les proprietes mecaniques des
ceramiques cuites alliages, Rev Mens Suisse Odonto-Stomatol
Bd. 75: 93.
71. Naumann M (2007)
Rekonstruktion endodontisch behandelter Zähne – glasfaserverstärkte
Aufbaustifte in vivo und in vitro, Habilitationsschrift, Berlin.
72. Päßler K (1997)
Titan in der Zahnmedizin in Wirz, J, Bischoff, H.: Titan in der
Zahnmedizin, Quintessenz Verlag, Berlin.
73. Palmqvist S, Swartz B (1993)
Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after
placement. Int J Prosthodont 6: 279-285.
74. Paphangkorakit J, Osborn JW (1998)
Effects on human maximum bite force of biting on
a softer or harder object.
Arch Oral Biol 43: 833-839.
75. Pfeiffer P, Marx R (1989)
Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die
Verbundfestigkeit der Klebeverbindung.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99: 782-786.

76. Pfeiffer P, Schwickerath H, Sommer CM (1991)
Festigkeit dentalkeramischer Massen.
Zahnärztl Welt;100: 938-942.
77. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH (2007)
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: 73-85.
78. Pschyrembel (1998)
Klinisches Wörterbuch, 258. Auflage, de Gruyter Verlag, Berlin.
79. Reinsch C (2008)
Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von Metall-Keramik-Kombinationen in Verbindung mit herkömmlicher und niedrigschmelzender Keramik bei Verwendung unterschiedlicher Gussysteme, Dissertation Berlin.
80. Reitemeier B, Schwenzer N, Ehrenfeld M (2006)
Einführung in die Zahnmedizin, Georg Thieme Verlag KG.
81. Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Walter MH (2007)
Prospektive Studie zur Bewährung metallkeramischer Kronen unter Praxisbedingungen: 8-Jahresergebnisse.
Dtsch Zahnärztl Z 62: 104-109.
82. Reppel PD, Walter M, Böning K, Freesmeyer WB (1997)
Metallkeramischer Zahnersatz mit Gerüsten aus Reintitan und einer hochgoldhaltigen Legierung. ZWR 106: 601-605.
83. Reuling N, Siebert GK (1989)
Keramische Werkstoffe-Entwicklungsstand und Bedeutung,
Dental Labor Bd. 37: 67-71.
84. Rosi D (1995)
Vergleichende Schlag- und Biege-Scherprüfung an drei Titan-Keramik-Verbundsystemen und einem NEM-Keramik-System in Abhängigkeit von verschiedenen Aufbrenntemperaturen
Med Diss, Berlin.
85. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG (2003)
CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik.
Dtsch Zahnärztl Z;58: 559-569.

86. Rudolph M (2006)
Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikkrone
mit lasergeschmolzenem Gerüst
Med Diss, Halle-Wittenberg.
87. Sachs L (1993)
Statistische Methoden: Planung und Auswertung,
Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg.
88. Sachs L (2002)
Angewandte Statistik., Springer Verlag, Berlin-Heidelberg.
89. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH (2007)
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 (Suppl. 3): 86-96.
90. Scheutzel P, Terpelle T, Marega V (1998)
Zur Korrosionsbeständigkeit zahnärztlich verwendeter Legierungen
gegenüber säurehaltigen Getränken. Dtsch Zahnärztl Z.53: 204-210.
91. Schmidt A, Michael W, Böning K (1998)
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.
Quintessenz 49: 1111-1122.
92. Schmitz KH, Schulmeyer H (1975)
Bestimmungen der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbund-
systeme., Dent Lab Bd. 23:1417-1420.
93. Schwalbe N (2009)
Vergleichende Untersuchungen zum Schwickerath-Versuch, Voss-
Versuch und Abschrecktest, Med. Diss Berlin.
94. Schwickerath H (1982)
Zwischenschichten in der Metallkeramik,
Dtsch Zahnärztl Z 37: 281-284.
95. Schwickerath H (1983)
Der Einfluß unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten auf das
Verhalten metallkeramischer Konstruktionen.
Dtsch Zahnärztl Z 38: 554-556.

96. Shell JS, Nielsen JP (1962)
Study of the bond between gold alloys and porcelain.,
J Dent Res (Band 41): 1424-1437.
97. Siebert GK (1989)
Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik.,
Carl-Hauser-Verlag, München-Wien.
98. Smales RJ, Hawthorne WS (1997)
Long-term survival of extensive amalgams and posterior crowns.
J Dent 25: 91-95.
99. Sörgel M (2002)
Analysis of compoundstability between two unprecious-metalalloys
after usage differently surface-condition-technics and application
differently composit-adhesives. Med. Diss., Berlin.
100. Strietzel R (1998)
Quintessenz der Dentallegierungen.,
Quintessenz Zahntechnik 24 (Band 5): 509-517.
101. Strietzel R (1999)
Haftoxide sind für den guten Verbund wichtig, aber nicht unproble-
matisch, Dtsch Zahnärztl W Spezial 1: 25-27.
102. Strietzel R (2000)
Nickel-Chrom-Legierungen-warum nicht?,
Dtsch Zahnärztl W Spezial 3: 24-26.
103. Strietzel R (2004)
Kobalt-Chrom-Legierungen für Kronen und Brücken-warum eigentlich
nicht? DZW-Zahn Technik 03/04: 24-28.
104. Strietzel R (2005)
Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme.,
Verlag Neuer Verlag München.
105. Strietzel R, Lahl C (2007)
CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis.
Neuer Merkur GmbH, München.
106. Strietzel R (2008)
Aufbrennfähige Silber-Legierung zur Herstellung keramisch
verblendeter Dentalrestorationen
Patentblatt 2008/39 (24.09.2008) Europäische Patentschrift.

107. Strub JR, Stiffler S, Schärer P(1988)
Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. Quintessence Int 19: 215-222.
108. Stümke M (1996)
Edelmetall-Legierungen in Eichner K., Kappert, H. F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1.
109. Stüttgen G (2011)
Einfluss verschiedener Titan-Verarbeitungsverfahren auf den Haftverbund zwischen Titan und Keramik
Med Diss Freie Universität, Berlin.
110. Taylor DA (2001)
Advanced Ceramics – The Evolution, Classification, Properties, Production, Firing, Fishing and Design of Advanced Ceramics
Materials Australia.
111. Tholey MJ, Stephan M (2007)
Haftverbundmechanismen in dentalen Schichtsystemen,
Quintessenz Zahntechnik (Band 33), Nr. 2: 160-168.
112. Timischl W (2000)
Biostatistik - Eine Einführung für Biologen und Mediziner.
Wien: Springer.
113. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R (1999)
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 54: 545-550.
114. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R (2000)
Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken, Dtsch Zahnärztl Z 55: 610-616.
115. Tschernitschek H, Scheller H, Freistedt M (1995)
Allergien auf Dentallegierungen - Entwicklung seit 1982.,
Dtsch Zahnärztl Z (Band 50): 733-735.
116. Uhlig H (1953)
Die Kaukraft. Dtsch Zahnärztl Z 8: 30-45.
117. Van der Zel JM (1998)
Zukunftsorientierte Betrachtung von Materialien für metallkeramischen Zahnersatz, Quintessenz Zahntechnik 24: 487-496.

118. Vita Zahnfabrik (2000)
Produktinformation Vita Omega 900, Bad Säckingen.
119. VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG (2006)
Interne Vorgabe der Firma VITA Zahnfabrik. Bad Säckingen.
120. Von Radnoth MS (1970)
Elektronenmikroskopische Untersuchungen über die Bildung von Oxidschichten an metallkeramischen Systemen.
Dtsch Zahnärztl Z 25: 259-264.
121. Voss R (1969)
Die Festigkeit metallkeramischer Kronen.,
Dtsch Zahnärztl Z (Band 24): 726-731.
122. Walter M, Reppel PD, Böning K, Freesmeyer WB (1999)
Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. J Oral Rehabil 26: 91-96.
123. Walton TR (1999)
A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns
Int J Prosthodont 12 (6): 519-526.
124. Weiss J (1978)
Vergleichende Aspekte der Aufbrennkeramik bei Edelmetall- und edelmetallfreien Aufbrennlegierungen I+II.
Quintessenz Zahntechnik, 4+5.
125. Wirz J, Schmidli F, Förster FW (1994)
Haftoxide. Quintessenz Zahntechnik 45: 1279-1290.
126. Wulfes H (2000)
Kobalt-Chrom-Basislegierungen bestimmen den edelmetallfreien Trend bei Aufbrennlegierungen,
Dtsch Zahnärztl W Zahn-Technik (Band 11): 43-46.
127. Yilmaz H, Dincer C, Demirel E (1997)
Kunststoff-Metall-Verbund von gegossenem Titan und einer Cr-Ni-Legierung aus der Basis neuer Kunststoff-Metall-Verbundsysteme
Quintessenz Zahntechnik 23 (9): 1137.
128. Zukunft D (1993)
Spezielle Metallkunde für Zahntechniker, Ullstein Mosby Berlin.

8 Anhang

Tabelle 29: Untersuchungen zur Überlebenswahrscheinlichkeit von Metall-Keramik-Verbundsystemen

Autor	Beobachtungszeitraum [Jahre]	Überlebens-rate [%]	Art der Restauration	Jahr der Veröffentlichung
Pjeturrson [77]	5	95,6	VMK-Kronen	2007
Sailer [89]	5	94,4	VMK-Brücken	2007
Sailer [89]	5	97,1-98,4 *	VMK-Brücken	2007
Reitemeier [81]	8	92,4	VMK-Kronen	2007
Reitemeier [81]	8	87,5	VMK-Brücken	2007
De Backer [13]	18	78	VMK-Kronen	2006
De Backer [12]	20	66,2	VMK-Brücken (Goldleg.)	2006
Böning [3]	3	100 **	VMK-Kronen (Goldleg.)	2006
Walton [123]	5 bis 10	97	VMK-Kronen	1999
Walter [122]	5	98	VMK-Rest. (Goldleg.)	1999
Näpänkangas [69]	10	100	VMK-Kronen	1997
Reppel [82]	2	96,6	VMK-Brücken (Goldleg.)	1997
Kerschbaum [46]	5	93,7	VMK-Kronen	1997
Kerschbaum [46]	10	88,7	VMK-Kronen	1997
Kerschbaum [46]	5	99	VMK-Brücken	1997
Kerschbaum [46]	10	80,2	VMK-Brücken	1997
Smales [98]	5	95,1	VMK-Kronen	1997
Smales [98]	10	87	VMK-Kronen	1997
Smales [98]	15	81,1	VMK-Kronen	1997
Smales [98]	20	70,3	VMK-Kronen	1997
Kraft [51]	5,4	93,6	VMK-Kronen/Brücken (Goldleg.)	1994
Palmquist [73]	18 bis 23	79	VMK-Kronen	1993
Strub [107]	7	97,3	VMK-Kronen	1988
Coornaert [10]	7	97,6	VMK-Kronen (Goldleg.)	1984
Moffa [68]	5	97,6	VMK-Rest.	1984

- * ausschließlich Materialdefekte
 ** ohne techn. Versagen mit Entfernen

8.1 Gusstabelle

Tabelle 30: Vorwärm-, Giesstemperaturen und Programmplätze der Nautilus CC plus für die EM- & EMF-Legierungen

Legierung	Muffeltemperatur [°C]	Gießtemperatur [°C]	Programmnr.
Bio Pontostar	850	1270	154
Bio Pontostar XL	850	1270	155
PontoLloyd P	850	1380	156
BegoCer G	850	1500	162
BegoPal 300	850	1390	173
Bio PlatinLloyd	700	1250	118
BegoLloyd LFC	700	1250	126
ECO dÒR	800	1300	132
Wirobond 280	900	1500	195
Wirobond C	900	1500	192
Wirobond SG	900	1480	196
Wiron 99	900	1450	191
Wirocer Plus	900	1450	197
Wirobond LFC	900	1480	193

8.2 Oberflächenkonditionierung

Tabelle 31: Oberflächenkonditionierung der EM-und EMF-Legierungen

Legierung	Abstrahlen (Druck)	Abdampfen	Oxidbrand (Temperatur) (Dauer) (Vakuum)	Abstrahlen / Aurocidbad	Abdampfen
Bio Pontostar	110 µm 2 bar	+	900 °C 10 min -	Aurocid 60 °C 10min	+
Bio Pontostar XL	110 µm 2 bar	+	900 °C 5 min +	Aurocid 60 °C 10min	+
PontoLloyd P	110 µm 2 bar	+	900 °C 2-3 min -	-	+
BegoCer G	110 µm 2 bar	+	900 °C 2-3 min -	-	+
BegoPal 300	110 µm 2 bar	+	900 °C 2-3 min -	-	+
Bio PlatinLloyd	110 µm 2 bar	+	780 °C 10 min -	Aurocid 60 °C 10min	+
BegoLloyd LFC	110 µm 2 bar	+	800 °C 5 min +	Aurocid 60 °C 10min	+
ECO dÒR	110 µm 2 bar	+	800 °C 5 min	Aurocid 60 °C 10min	+
Wirobond 280	250 µm 3-4 bar	-	-	-	+
Wirobond C	250 µm 3-4 bar	-	-	-	+
Wirobond SG	250 µm 3-4 bar	-	-	-	+
Wirobond C+	250 µm 3-4 bar	-	-	-	+
Wiron 99	250 µm 3-4 bar	-	-	-	+
Wirocer Plus	250 µm 3-4 bar	-	-	-	+
Wirobond LFC	250 µm 3-4 bar	-	-	-	+

8.3 Brenntabelle

Tabelle 32: Brenntabelle nach Herstellerangaben

	empfohlene Brandführung	Starttemp.	Trocknen	Anstieg	Vakuum	Endtemp.	Halten
		°C	min.	°C/min		°C	min.
Vita Omega 900	Washbrand	500	6	67	ja	900	3
	Opakerbrand	500	6	67	ja	900	2
	1.Dentinbrand	600	6	50	ja	900	1
	2.Dentinbrand	600	6	48	ja	890	1
	Glanzbrand	600	4	75	/	900	2
VM 13	Washbrand	500	4	75	ja	890	2
	Opakerbrand	500	4	75	ja	890	1
	1.Dentinbrand	500	6	55	ja	880	1
	2.Dentinbrand	500	6	55	ja	870	1
	Glanzbrand	500	/	80	ja	880	2
Noritake EX-3	Washbrand	500	8	65	ja	980	1
	Opakerbrand (2x)	500	8	65	ja	980	1
	1.Dentinbrand	600	7	45	ja	930	/
	2.Dentinbrand	600	7	45	ja	930	/
	Glanzbrand	650	5	50	/	930	/
Duceram Kiss	Washbrand	575	7	55	ja	980	2
	Opakerbrand	575	7	55	ja	950	2
	1.Dentinbrand	575	6	55	ja	920	1
	2.Dentinbrand	575	4	55	ja	910	1
	Glanzbrand	575	3	55	/	890	1
Vintage Halo	Washbrand	650	3	60	ja	950	1
	Opakerbrand	650	3	60	ja	940	1
	1.Dentinbrand	650	5	60	ja	910	/
	2.Dentinbrand	650	5	60	ja	905	/
	Glanzbrand	650	4	60	/	900	0,5
Vintage	Washbrand	650	1	80	ja	960	0,5
	Opakerbrand	650	2	80	ja	960	0,5
	1.Dentinbrand	650	3	80	ja	920	0,5
	2.Dentinbrand	650	4	80	ja	915	0,5
	Glanzbrand	650	4	80	/	915	0,5
Creation	Washbrand	600	2	80	ja	980	1
	Opakerbrand	600	2	80	ja	950	1
	1.Dentinbrand	580	6	55	ja	920	1
	2.Dentinbrand	580	4	55	ja	910	1
	Glanzbrand	600	2	55	/	930	/
Vita Response	Washbrand	400	6	67	ja	800	1
	Opakerbrand	400	6	67	ja	800	1
	1.Dentinbrand	400	6	63	ja	780	1
	2.Dentinbrand	400	6	63	ja	780	1
	Glanzbrand	400	2	95	/	780	1

8.4 Wandstärkemessungen der fertiggestellten Frontzahnkronen

Tabelle 33: Wandstärkenmessung der EM-Legierungen mit Vita Omega 900 (konventionell)

Gerüst / Verblendung	Bruchkraft in N	palatinal in mm	vestibulär in mm	inzisal in mm
Bio PontoStar Vita Omega 900	1981	1,3	1,35	2,3
	1949	1,35	1,35	2,25
	1832	1,3	1,35	2,35
	1938	1,35	1,35	2,25
	1829	1,35	1,4	2,35
	1994	1,3	1,3	2,3
	2139	1,25	1,3	2,25
Bio PontoStar XL Vita Omega 900	1772	1,4	1,4	2,2
	1470	1,4	1,4	2,4
	1668	1,4	1,4	2,4
	1456	1,4	1,3	2,2
	1611	1,4	1,5	2,4
	1768	1,4	1,4	2,3
	1653	1,4	1,4	2,2
PontoLloyd P Vita Omega 900	2346	1,4	1,4	2,3
	1871	1,3	1,3	2,5
	1966	1,4	1,4	2,4
	1874	1,4	1,4	2,2
	1561	1,4	1,4	2,2
	1813	1,4	1,4	2,2
	2171	1,4	1,4	2,3
BegoCer G Vita Omega 900	2370	1,4	1,4	2,4
	2428	1,5	1,4	2,4
	1383	1,4	1,3	2,4
	2389	1,4	1,4	2,4
	2196	1,4	1,3	2,3
	2336	1,3	1,4	2,4
	2321	1,5	1,4	2,4
BegoPal 300 Vita Omega 900	1410	1,3	1,3	2,3
	2127	1,3	1,3	2,4
	2750	1,3	1,3	2,4
	2342	1,3	1,3	2,2
	1504	1,4	1,4	2,3
	1879	1,4	1,4	2,4
	2533	1,3	1,3	2,2

Tabelle 34: Wandstärkenmessung der EM-Legierungen mit Vita Response (konventionell)

Gerüst / Verblendung	Bruchkraft in N	palatinal in mm	vestibulär in mm	inzisal in mm
Bio Platin Lloyd Response	1782	1,45	1,4	2,2
	1316	1,4	1,35	2,35
	1492	1,35	1,35	2,2
	2081	1,4	1,3	2,45
	1036	1,3	1,35	2,4
	1013	1,3	1,3	2,2
	2011	1,3	1,3	2,3
BegoLloyd LFC Response	1801	1,4	1,3	2,3
	2206	1,35	1,45	2,25
	1587	1,25	1,45	2,25
	1767	1,4	1,3	2,25
	2001	1,4	1,3	2,4
	1553	1,35	1,35	2,35
	1663	1,4	1,4	2,35
Eco D'or Response	2098	1,4	1,35	2,35
	1291	1,35	1,35	2,3
	1326	1,35	1,3	2,35
	2191	1,4	1,3	2,35
	1111	1,3	1,4	2,35
	2105	1,4	1,4	2,45
	1708	1,35	1,4	2,35

Tabelle 35: Wandstärkenmessung Wirobond 280 mit diversen Verblendkeramiken

Gerüst / Verblendung	Bruchkraft	palatinal in mm	vestibulär in mm	inzisal in mm
Wirobond 280 Vita Omega 900	2280	1,2	1,2	1,82
	1365	1,15	1,05	2,5
	2289	1,25	1,2	2,1
	2068	1,3	1,2	2,25
	296	1,2	1,25	2,25
	1553	1,2	1,1	2,3
	1385	1	1,2	2,4
Wirbond 280 Vita VM 13	1606	1,3	1,4	2,25
	1560	1,3	1,25	2,2
	1365	1,4	1,25	2,25
	2038	1,2	1,4	2,3
	2034	1,4	1,2	2,3
	1906	1,3	1,2	2,2
	1838	1,3	1,2	2,3
Wirbond 280 Noritake EX3	1904	1,35	1,3	2,3
	1741	1,3	1,4	2,3
	1699	1,3	1,3	2,3
	1088	1,4	1,4	2,3
	1686	1,3	1,25	2,3
	895	1,35	1,35	2,35
	2137	1,3	1,25	2,2
Wirbond 280 Duceram Kiss	1714	1,3	1,4	2,3
	1337	1,3	1,4	2,2
	1959	1,4	1,4	2,2
	1285	1,3	1,35	2,3
	1904	1,4	1,35	2,2
	1548	1,35	1,4	2,35
	1479	1,4	1,3	2,2
Wirbond 280 Vintage Halo	1366	1,4	1,35	2,25
	1861	1,4	1,3	2,25
	1870	1,4	1,3	2,4
	1234	1,4	1,25	2,3
	1646	1,35	1,35	2,3
	1520	1,4	1,4	2,3
	1475	1,3	1,3	2,3
Wirbond 280 Vintage	1032	1,35	1,35	2,3
	1473	1,3	1,35	2,3
	1554	1,3	1,4	2,4
	1366	1,35	1,45	2,3
	1364	1,3	1,4	2,2
	1437	1,3	1,4	2,2
	1217	1,3	1,45	2,4
Wirbond 280 Creation	1180	1,3	1,4	2,25
	1455	1,2	1,35	2,3
	733	1,3	1,4	2,3
	1010	1,3	1,35	2,25
	1545	1,25	1,4	2,3
	942	1,4	1,25	2,25
	933	1,2	1,4	2,2

Tabelle 36: Wandstärkenmessung der EMF-Legierungen mit Vita Omega 900 / Response

Gerüst / Verblendung	Bruchkraft in N	palatinal in mm	vestibulär in mm	inzisal in mm
Wirobond 280 Vita Omega 900	2280	1,2	1,2	1,82
	1365	1,15	1,05	2,5
	2289	1,25	1,2	2,1
	2068	1,3	1,2	2,25
	296	1,2	1,25	2,25
	1553	1,2	1,1	2,3
	1385	1	1,2	2,4
Wirobond C Vita Omega 900	2076	1,35	1,35	2,25
	2092	1,5	1,4	2,2
	1867	1,3	1,35	2,45
	1594	1,3	1,3	2,3
	2465	1,4	1,3	2,35
	1648	1,35	1,3	2,2
	1946	1,3	1,4	2
Wirobond SG Vita Omega 900	2227	1,4	1,4	2,4
	1677	1,4	1,3	2,2
	2314	1,4	1,3	2,4
	1936	1,3	1,4	2,2
	1646	1,4	1,3	2,5
	2013	1,4	1,4	2,3
	1323	1,5	1,3	2,2
Wirobond C+ Vita Omega 900	1192	1,3	1,3	2,2
	1325	1,35	1,35	2,3
	1124	1,3	1,2	2,3
	1135	1,35	1,3	2,2
	1379	1,35	1,3	2,2
	1017	1,3	1,25	2,25
Wiron 99 Vita Omega 900	1448	1,45	1,4	2,4
	1863	1,4	1,3	2,3
	707	1,4	1,3	2,2
	1983	1,4	1,4	2,3
	1579	1,3	1,4	2,3
	1716	1,4	1,3	2,2
	2029	1,5	1,4	2,4
Wirocer Plus Vita Omega 900	1979	1,4	1,3	2,4
	1610	1,4	1,3	2,3
	1970	1,3	1,3	2,3
	2083	1,4	1,4	2,3
	2147	1,4	1,3	2,3
	2287	1,3	1,4	2,4
	1790	1,3	1,4	2,2
Wirobond LFC Response	1547	1,35	1,4	2,25
	972	1,4	1,5	2,5
	1873	1,4	1,3	2,2
	1541	1,3	1,3	2,4
	2009	1,4	1,3	2,2
	1859	1,4	1,45	2,4
	1725	1,35	1,4	2,3

8.5 Beschreibende Statistik der Messwerte

8.5.1 Edelmetallegierungen

Tabelle 37: Ergebnisse der EM-Legierungen, konventionell verblendet (Vita Omega 900)

Legierung	Bio PontoStar	Bio PontoStar XL	PontoLloyd P	BegoCer G	BegoPal 300
Verblendung	Omega 900	Omega 900	Omega 900	Omega 900	Omega 900
1	1981,49	1772,05	2345,89	2369,92	1410,02
2	1949,28	1469,65	1870,66	2428	2126,83
3	1831,91	1668	1966,11	1382,56	2749,78
4	1937,73	1455,52	1873,99	2389,05	2341,59
5	1828,58	1611,07	1560,71	2196,05	1504,33
6	1994,09	1768,1	1812,85	2335,71	1878,66
7	2139,12	1652,83	2170,78	2320,79	2532,57
Mittelwert	1952	1628	1943	2203	2078
Median	1949	1653	1874	2336	2127
Mittelwert/Median	1,00	0,99	1,04	0,94	0,98
Stdab.	106	128	254	369	507
Variationskoeff.	5,4	7,8	13,1	16,8	24,4
min. Wert	1829	1456	1561	1383	1410
max. Wert	2139	1772	2346	2428	2750

8.5.2 Edelmetallfreie Legierungen

Tabelle 38: Ergebnisse der EMF-Legierungen, konventionell verblendet (Vita Omega 900)

Legierung	Wirobond 280	Wirobond C	Wirobond SG
Verblendkeramik	Omega 900	Omega 900	Omega 900
1	2280,17	2076,46	2226,64
2	1364,58	2091,99	1677,05
3	2288,5	1867,06	2313,67
4	2067,79	1594,67	1936,1
5		2465,35	1645,73
6	1553,27	1648,45	2012,86
7	1385,1	1945,84	1323,16
Mittelwert	1823	1956	1876
Median	1811	1946	1936
Mittelwert/Median	1,01	1,01	0,97
Standardabweichung	438	296	350
Variationskoeffizient	24,0	15,1	18,7
min. Wert	1365	1595	1323
max. Wert	2289	2465	2314
	Prüfkörper 5: 295,72 N; wurde verworfen, weil sehr untypischer Bruchverlauf		

Fortsetzung Tabelle 38:

Legierung	Wirobond C+	Wiron 99	Wirocer Plus
Verblendkeramik	Omega 900	Omega 900	Omega 900
1	1192,05	1447,8	1978,54
2	1325,02	1862,74	1610,1
3	1124,3	706,88	1970,03
4	1135,07	1983,45	2083,46
5	1379,47	1579,13	2146,62
6	1017,51	1715,71	2287,15
7		2029,42	1789,84
Mittelwert	1196	1618	1981
Median	1164	1716	1979
Mittelwert/Median	1,03	0,94	1,00
Standardabweichung	135	453	226
Variationskoeffizient	11,3	28,0	11,4
min. Wert	1018	707	1610
max. Wert	1379	2029	2287

8.5.3 Wirobond 280 mit diversen Verblendkeramiken

Tabelle 39: WB280 mit Verblendvariationen

Legierung	Wirobond 280	Wirobond 280	Wirobond 280	Wirobond 280
Verblendung	Omega 900	VM 13	Noritake EX-3	Duceram KISS
1	2280,17	1605,56	1904,11	1713,74
2	1364,58	1560,48	1741,13	1336,95
3	2288,5	1365,48	1699,21	1959,08
4	2067,79	2037,76	1088,11	1285,22
5	*	2033,9	1686,08	1903,76
6	1553,27	1906,38	894,68	1547,97
7	1385,1	1837,85	2137,27	1478,74
Mittelwert	1823	1764	1593	1604
Median	1811	1838	1699	1548
Mittelwert/Median	1,01	0,96	0,94	1,04
Standardabweichung	438	258	443	264
Variationskoeffizient	24,0	14,6	27,8	16,5
min. Wert	1365	1365	895	1285
max. Wert	2289	2038	2137	1959
	* Prüfkörper 5: 295,72 N; wurde verworfen, weil sehr untypischer Bruchverlauf			

Fortsetzung Tabelle 39

Legierung	Wirobond 280	Wirobond 280	Wirobond 280
Verblendung	Vintage Halo	Vintage	Creation
1	1365,83	1032,36	1180,37
2	1861,74	1472,87	1454,67
3	1869,97	1554,27	733,37
4	1234,1	1366,18	1010,22
5	1646,43	1364,25	1545,43
6	1520,22	1437,07	942,3
7	1474,8	1217,47	932,84
Mittelwert	1568	1349	1114
Median	1520	1366	1010
Mittelwert/Median	1,03	0,99	1,10
Standardabweichung	240	175	296
Variationskoeffizient	15,3	13,0	26,5
min. Wert	1234	1032	733
max. Wert	1870	1554	1545

8.5.4 Hochexpandierende Keramik (LFC- Massen)

Tabelle 40: Ergebnisse der EM-bzw.EMF-Legierungen, mit LFC-Masse Response verblendet

Legierung	Bio PlatinLloyd	BegoLloyd LFC	ECO d'OR	Wirobond LFC
Verblendkeramik	Response	Response	Response	Response
1	1782,05	1801,27	2098,37	1547,35
2	1316,4	2206,44	1291,55	972,45
3	1492,16	1587,35	1326,21	1872,6
4	2081,39	1767,04	2191,41	1541,22
5	1036,76	2001,36	1111,42	2008,89
6	1012,77	1553,38	2105,55	1858,78
7	2010,84	1662,88	1708,26	1725,38
Mittelwert	1533	1797	1690	1647
Median	1492	1767	1708	1725
Mittelwert/Median	1,03	1,02	0,99	0,95
Standardabweichung	439	235	450	344
Variationskoeffizient	28,6	13,1	26,6	20,9
min. Wert	1013	1553	1111	972
max. Wert	2081	2206	2191	2009

Parametertabelle:

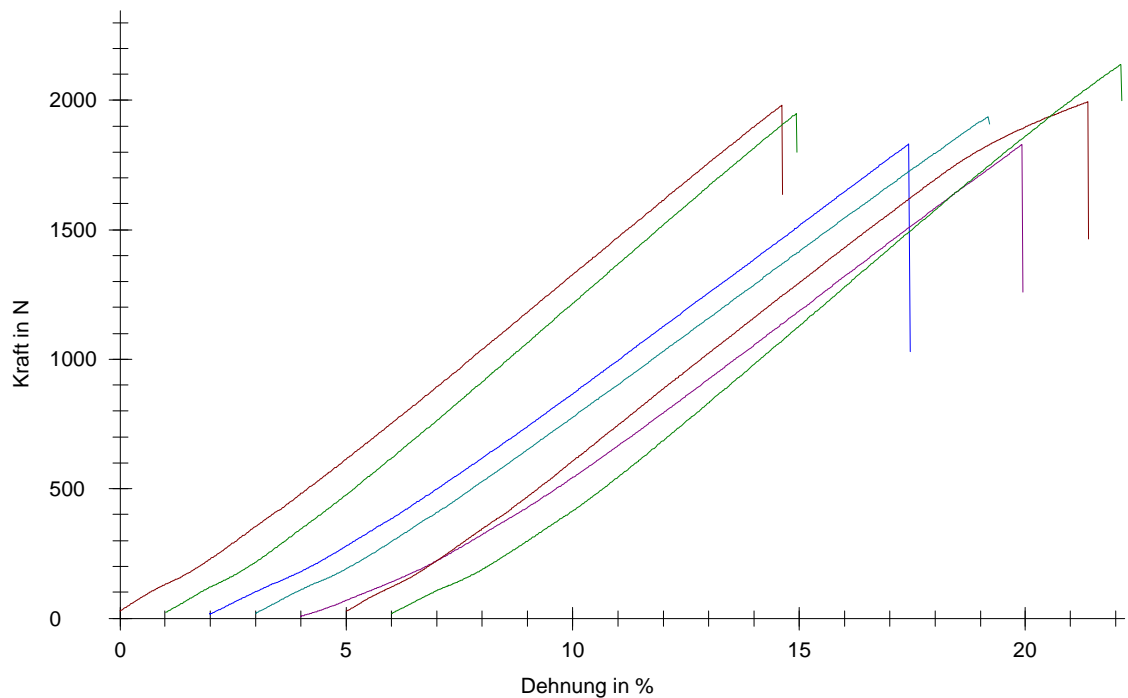
Material	: BioPontostar	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 161060	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Kraftabschaltswelle	:	5 %Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1981,49
2	1949,28
3	1831,91
4	1937,73
5	1828,58
6	1994,09
7	2139,12

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1951,74
s	106,08
v	5,44

Seriengrafik:

Parametertabelle:

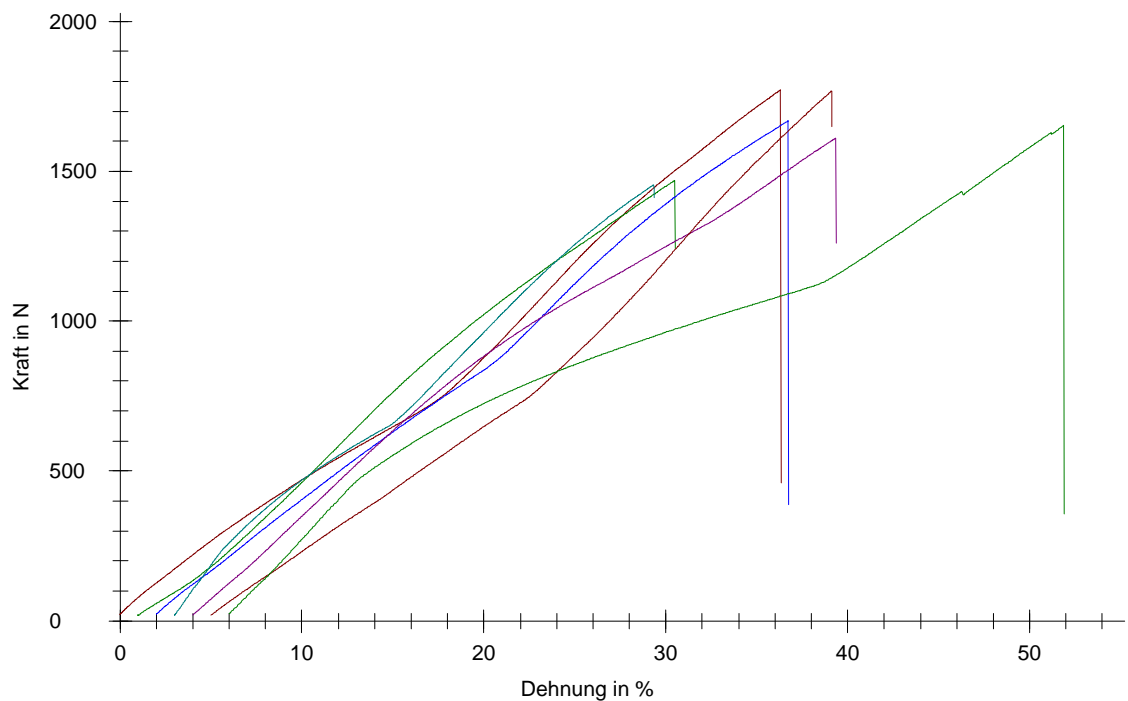
Material : BioPontoStar XL Probenzustand : Standard
 Chargen-Nr. : 156730 Kraftabschaltsschwelle : 1 %Fmax
 Keramik : Omega 900/ Prüfer : Monika Poppinga
 Pastenopaker
 Keramikofen : P 90

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1772,05
2	1469,65
3	1668,00
4	1455,52
5	1611,07
6	1768,10
7	1652,83

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1628,17
s	127,61
v	7,84

Seriengrafik:

Parametertabelle:

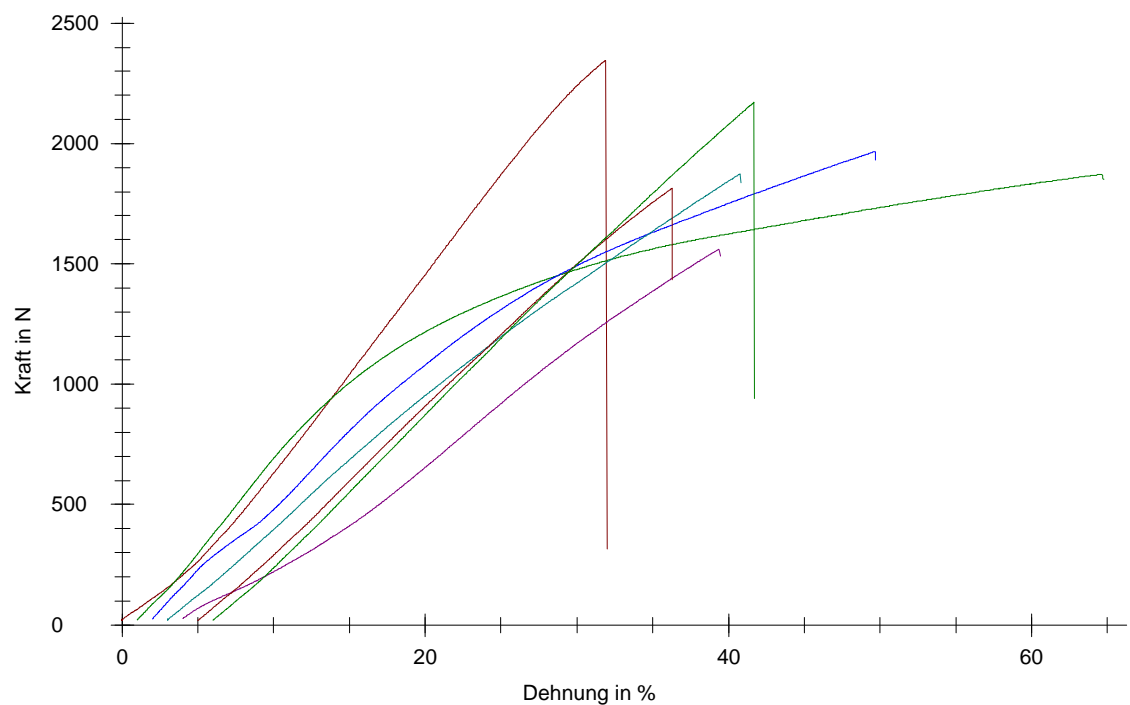
Material	: PontoLloyd P	Probenzustand	:	Standard
Chargen-Nr.	: 156690	Kraftabschaltsschwelle	:	1 %Fmax
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Prüfer	:	Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90			

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	2345,89
2	1870,66
3	1966,11
4	1873,99
5	1560,71
6	1812,85
7	2170,78

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1943,00
s	254,24
v	13,08

Seriengrafik:

Parametertabelle:

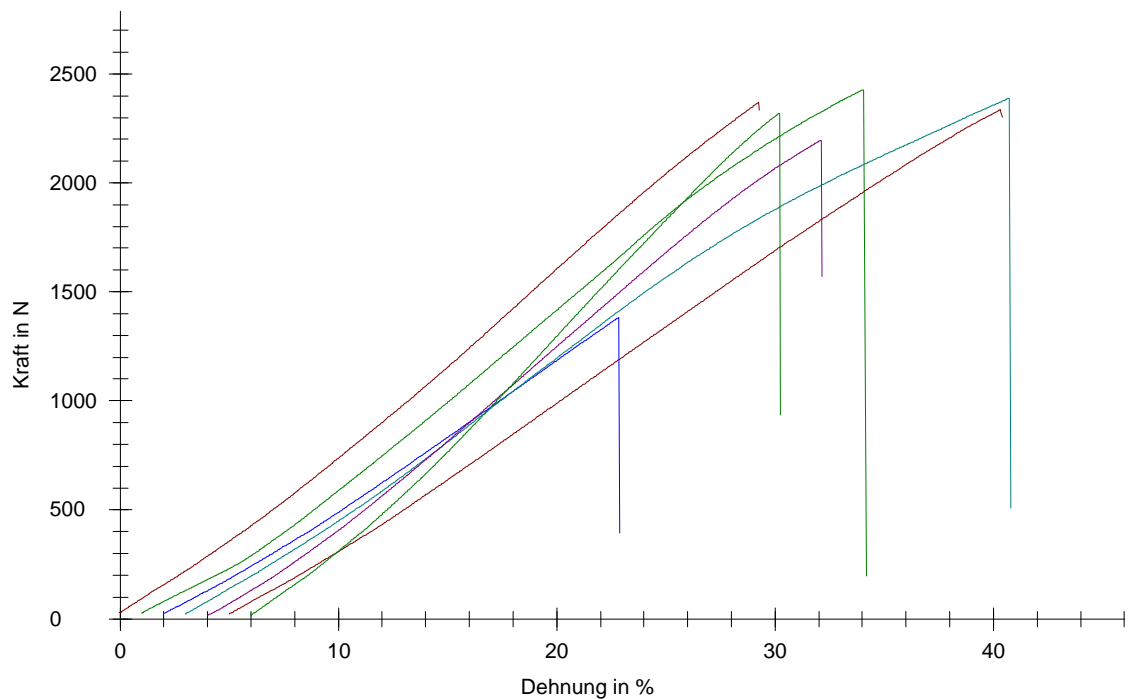
Material	: BegoCer G	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 156680	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Kraftabschaltschwelle	:	1 %Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	2369,92
2	2428,00
3	1382,56
4	2389,05
5	2196,05
6	2335,71
7	2320,79

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	2203,15
s	369,18
v	16,76

Seriengrafik:

Parametertabelle:

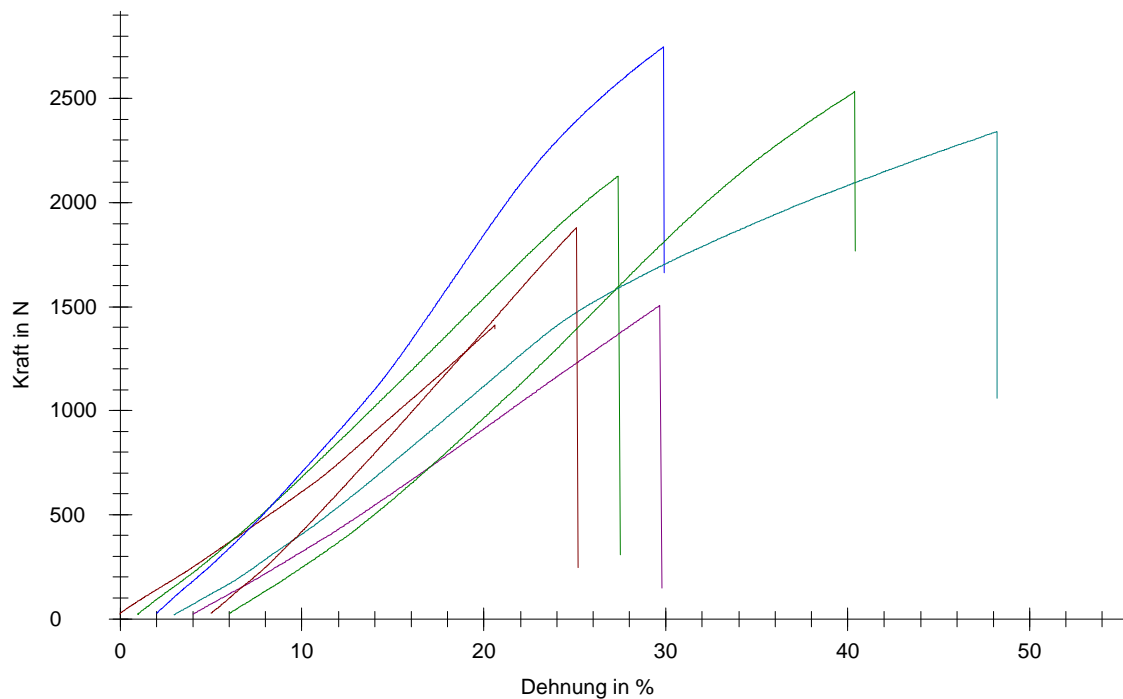
Material	: BegoPal 300	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 156720	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Kraftabschaltschwelle	:	1 %Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1410,02
2	2126,83
3	2749,78
4	2341,59
5	1504,33
6	1878,66
7	2532,57

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	2077,68
s	507,41
v	24,42

Seriengrafik:

Parametertabelle:

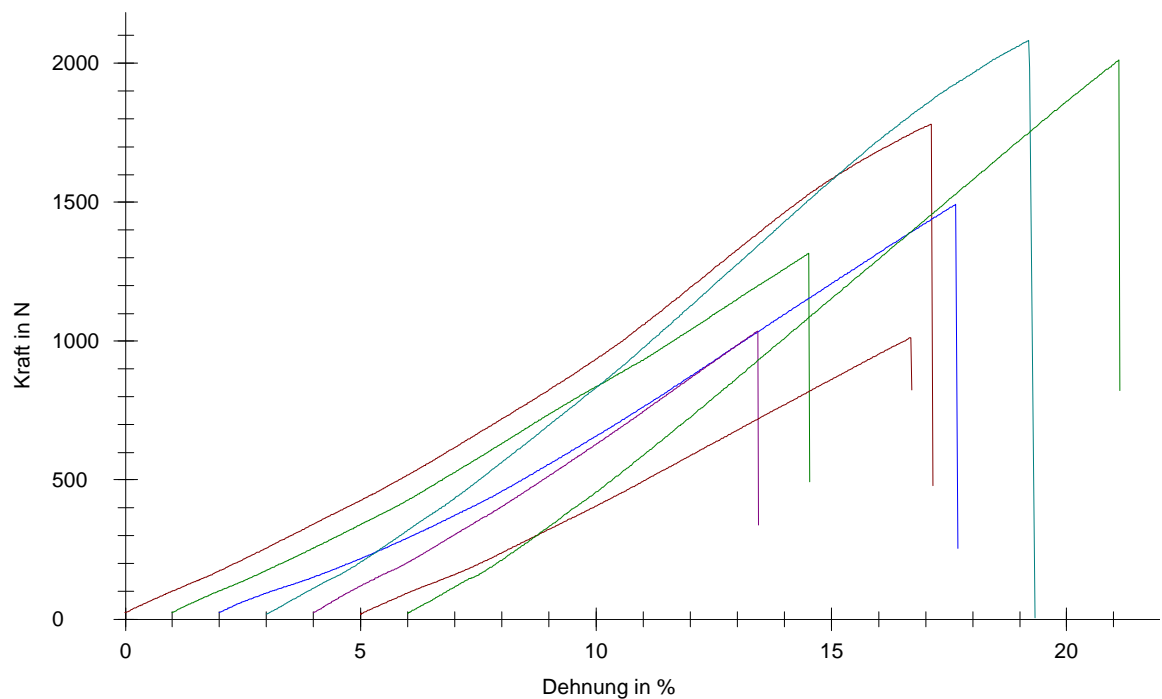
Material : BioPlatinLloyd Probenzustand : Standard
 Chargen-Nr. : 156640 Kraftabschaltsschwelle : 1 %Fmax
 Keramik : Vita Response/ Prüfer : Monika Poppinga
 Pastenopaker
 Keramikofen : P 90

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1782,05
2	1316,40
3	1492,16
4	2081,39
5	1036,76
6	1012,77
7	2010,84

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1533,20
s	439,05
v	28,64

Seriengrafik:

Parametertabelle:

Material : BegoLloyd LFC Probenzustand : Standard
 Chargen-Nr. : 156340 Kraftabschaltschwelle : 1 %Fmax
 Keramik : Vita Response/ Prüfer : Monika Poppinga
 Pastenopaker
 Keramikofen : P 90

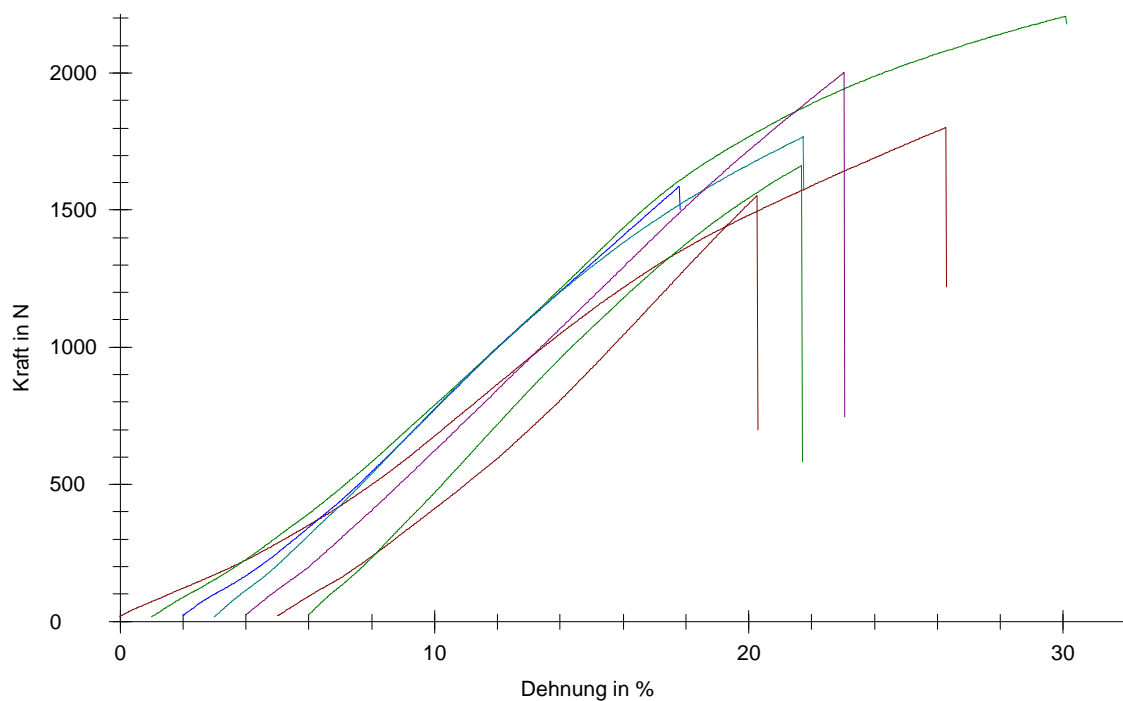
Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1801,27
2	2206,44
3	1587,35
4	1767,04
5	2001,36
6	1553,38
7	1662,88

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1797,10
s	235,09
v	13,08

Seriengrafik:



Parametertabelle:

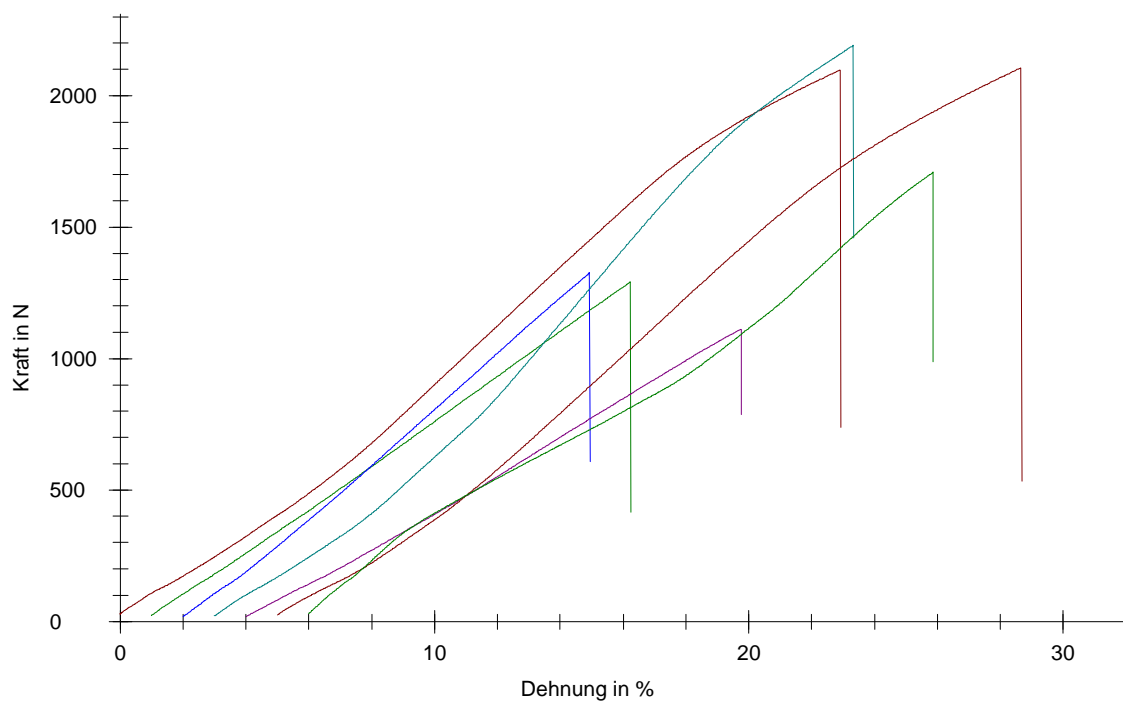
Material	: ECO d'OR	Probenzustand	:	Standard
Chargen-Nr.	: 156510	Kraftabschaltsschwelle	:	1
Keramik	: Vita Response/ Pastenopaker	Prüfer	:	Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90			

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	2098,37
2	1291,55
3	1326,21
4	2191,41
5	1111,42
6	2105,55
7	1708,26

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1690,39
s	450,38
v	26,64

Seriengrafik:

Parametertabelle:

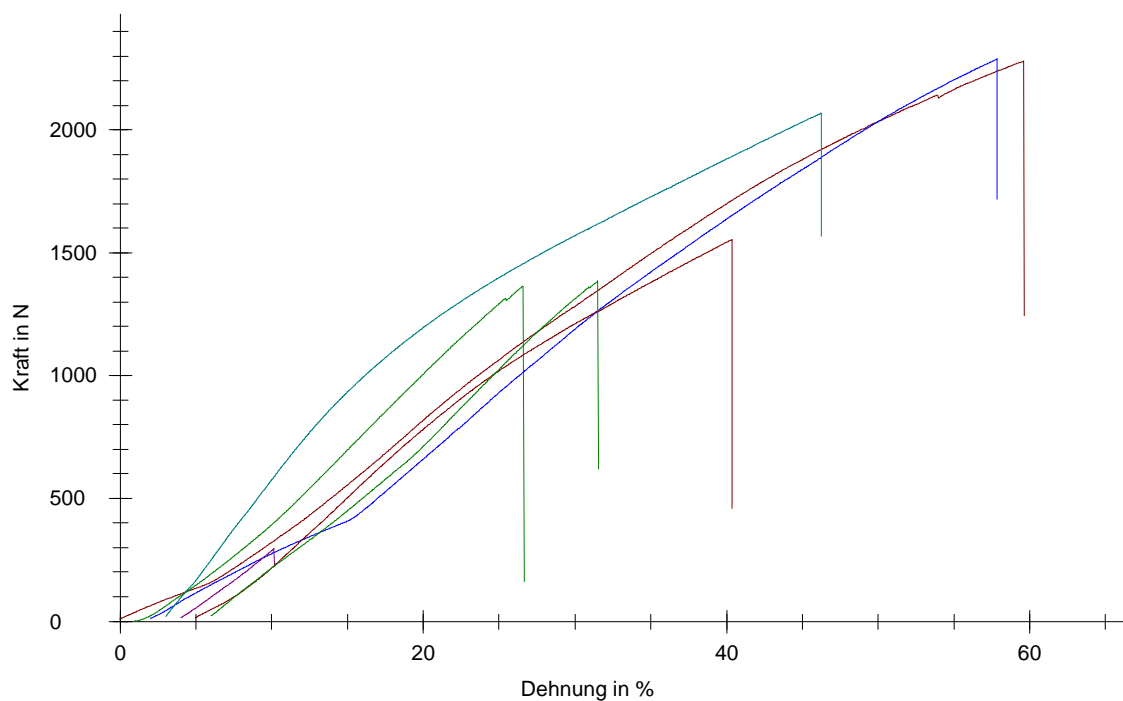
Material	: Wirobond 280	Probenzustand	:	Standard
Chargen-Nr.	: 12245	Kraftabschaltsschwelle	: 1	%Fmax
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Prüfer	:	Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90			

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	2280,17
2	1364,58
3	2288,50
4	2067,79
5	295,72
6	1553,27
7	1385,10

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1605,02
s	702,41
v	43,76

Seriengrafik:

Parametertabelle:

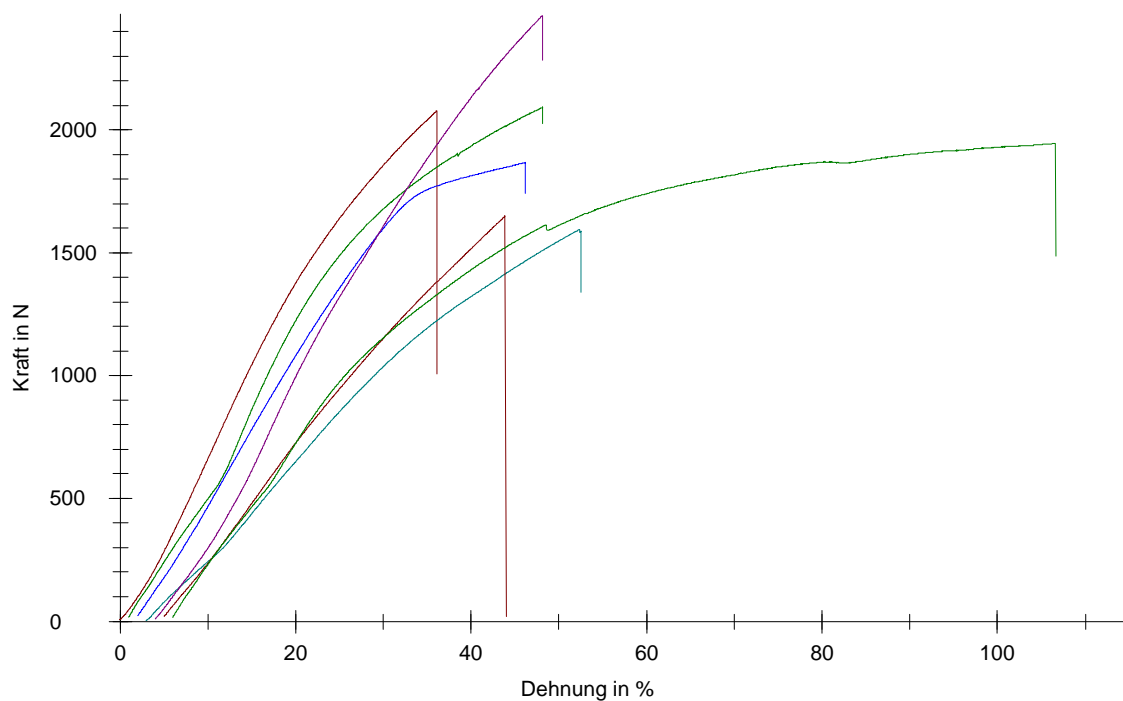
Material	: Wirobond C	Probenzustand	:	Standard
Chargen-Nr.	: 2837	Kraftabschaltsschwelle	:	1 %Fmax
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Prüfer	:	Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90			

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	2076,46
2	2091,99
3	1867,06
4	1594,67
5	2465,35
6	1648,45
7	1945,84

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1955,69
s	295,97
v	15,13

Seriengrafik:

Parametertabelle:

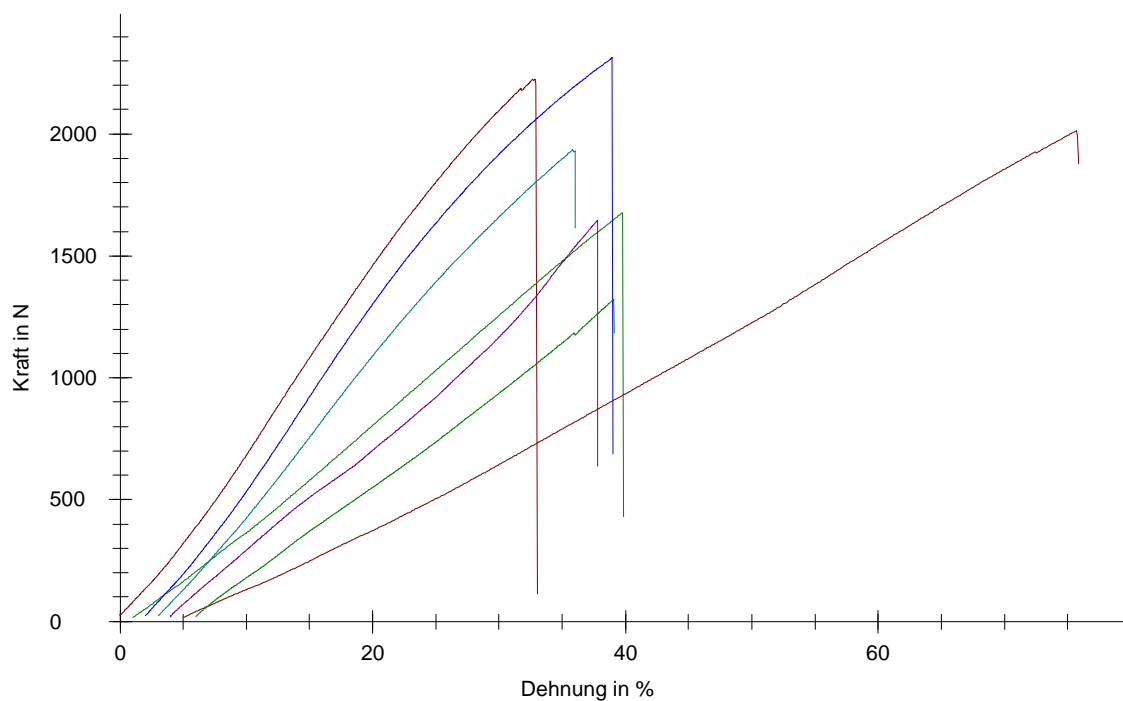
Material	: Wirobond SG	Probenzustand	:	Standard
Chargen-Nr.	: 12156	Kraftabschaltsschwelle	:	1 %Fmax
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Prüfer	:	Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90			

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	2226,64
2	1677,05
3	2313,67
4	1936,10
5	1645,73
6	2012,86
7	1323,16

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1876,46
s	350,02
v	18,65

Seriengrafik:

Parametertabelle:

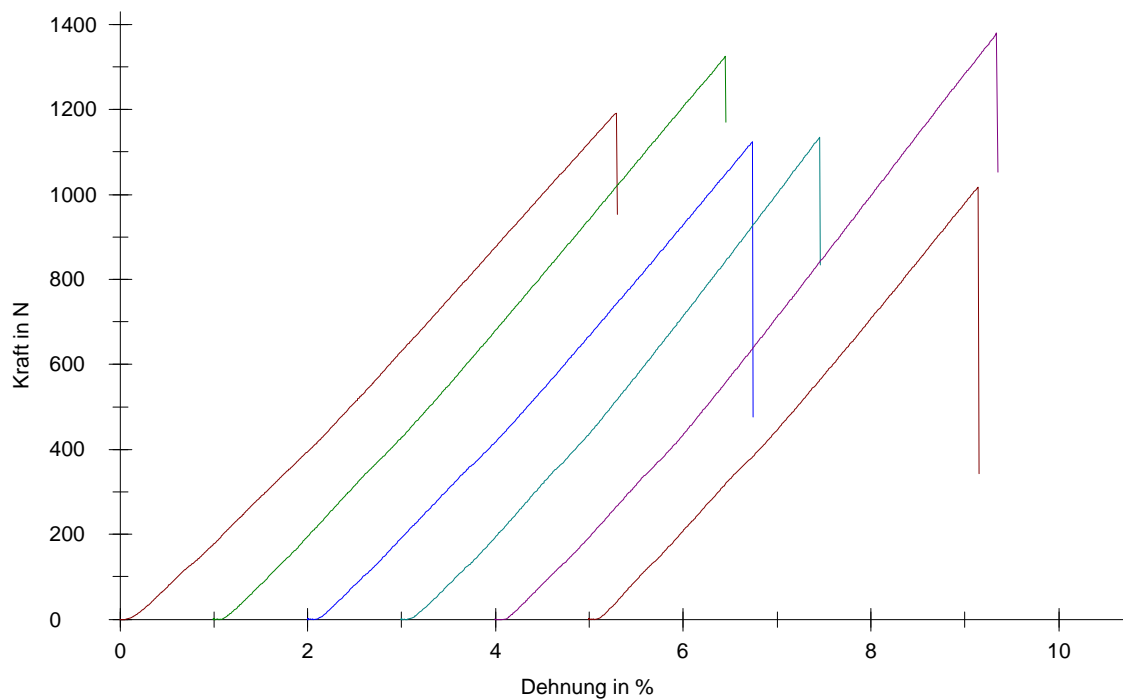
Material : Wirobond C+ Keramikofen : P 90
 Chargen-Nr. : Probenzustand : Standard
 Keramik : Omega 900/
 Pastenopaker Kraftabschaltschwelle : 1 %Fmax
 Prüfer : Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1192,05
2	1325,02
3	1124,30
4	1135,07
5	1379,47
6	1017,51

Statistik:

Serie n = 6	Rm N
x	1195,57
s	134,93
v	11,29

Seriengrafik:

Parametertabelle:

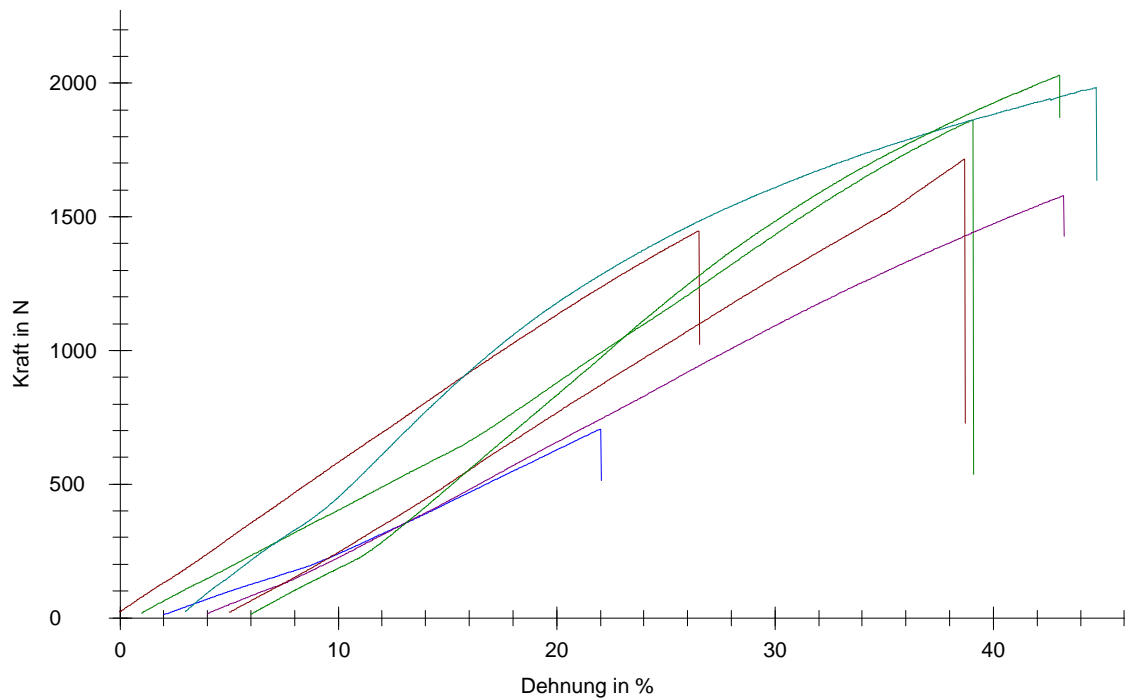
Material	: Wiron 99	Probenzustand	:	Standard
Chargen-Nr.	: 3035	Kraftabschaltsschwelle	:	1 %Fmax
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Prüfer	:	Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90			

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1447,80
2	1862,74
3	706,88
4	1983,45
5	1579,13
6	1715,71
7	2029,42

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1617,88
s	453,30
v	28,02

Seriengrafik:

Parametertabelle:

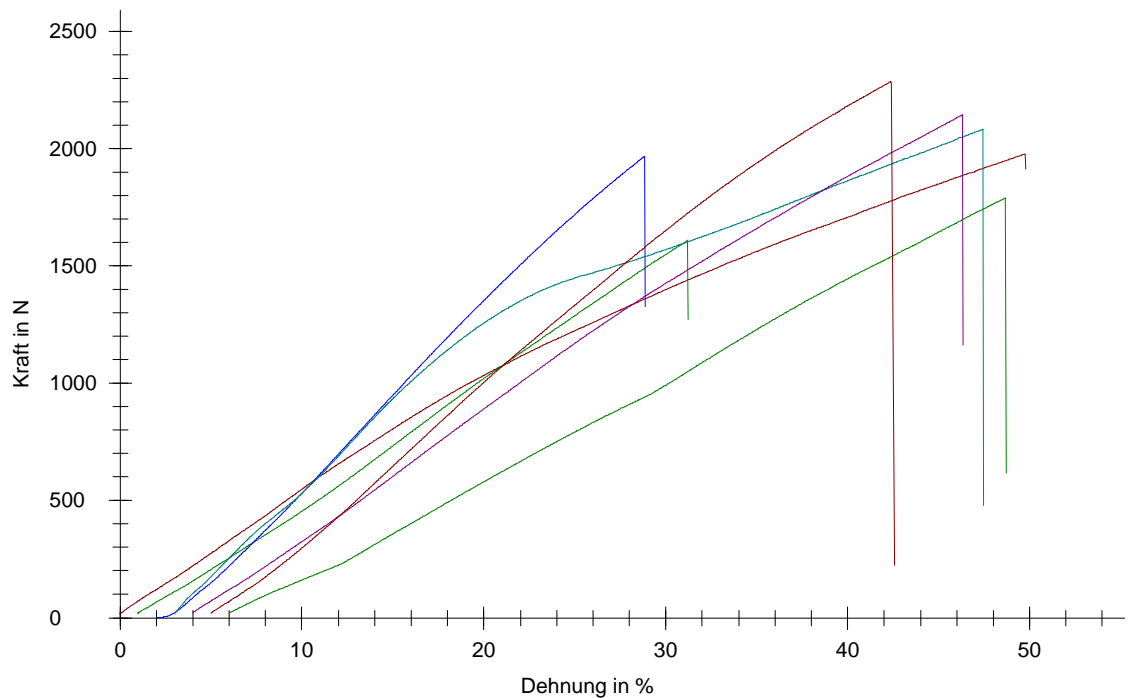
Material	: Wirocer Plus	Probenzustand	:	Standard
Chargen-Nr.	: 12236	Kraftabschaltswelle	:	1 %Fmax
Keramik	: Omega 900/ Pastenopaker	Prüfer	:	Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90			

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1978,54
2	1610,10
3	1970,03
4	2083,46
5	2146,62
6	2287,15
7	1789,84

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1980,82
s	225,79
v	11,40

Seriengrafik:

Parametertabelle:

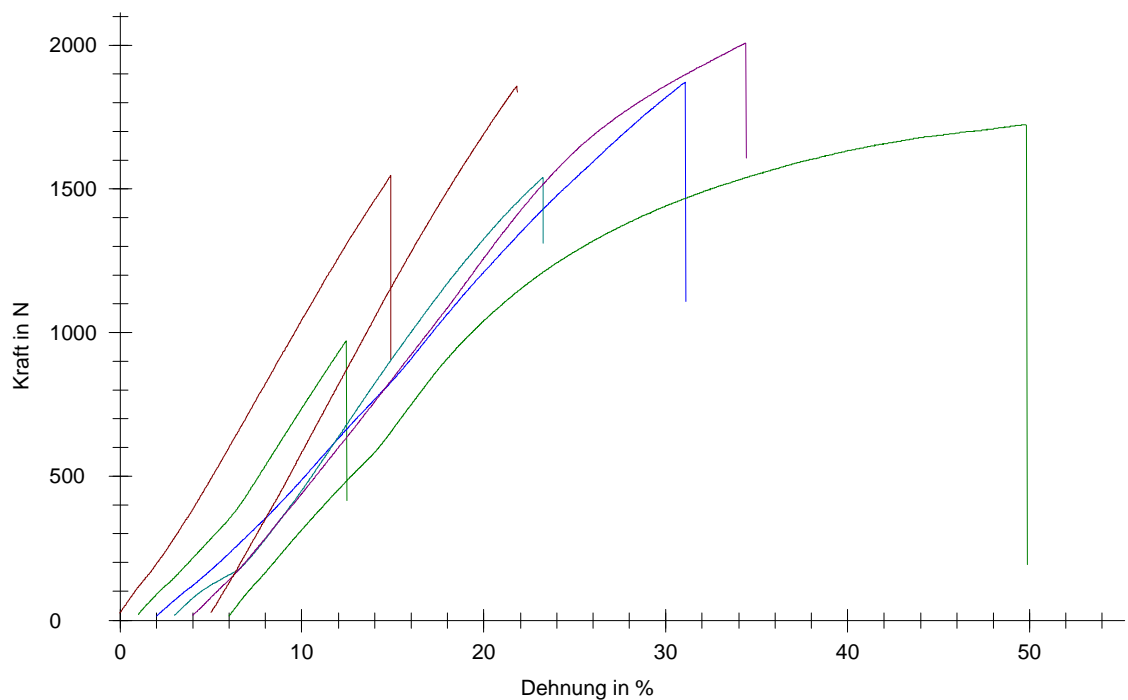
Material	: Wirobond LFC	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 11745	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Vita Response/ Pastenopaker	Kraftabschaltswelle	:	1 %Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1547,35
2	972,45
3	1872,60
4	1541,22
5	2008,89
6	1858,78
7	1725,38

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1646,67
s	343,75
v	20,88

Seriengrafik:

Parametertabelle:

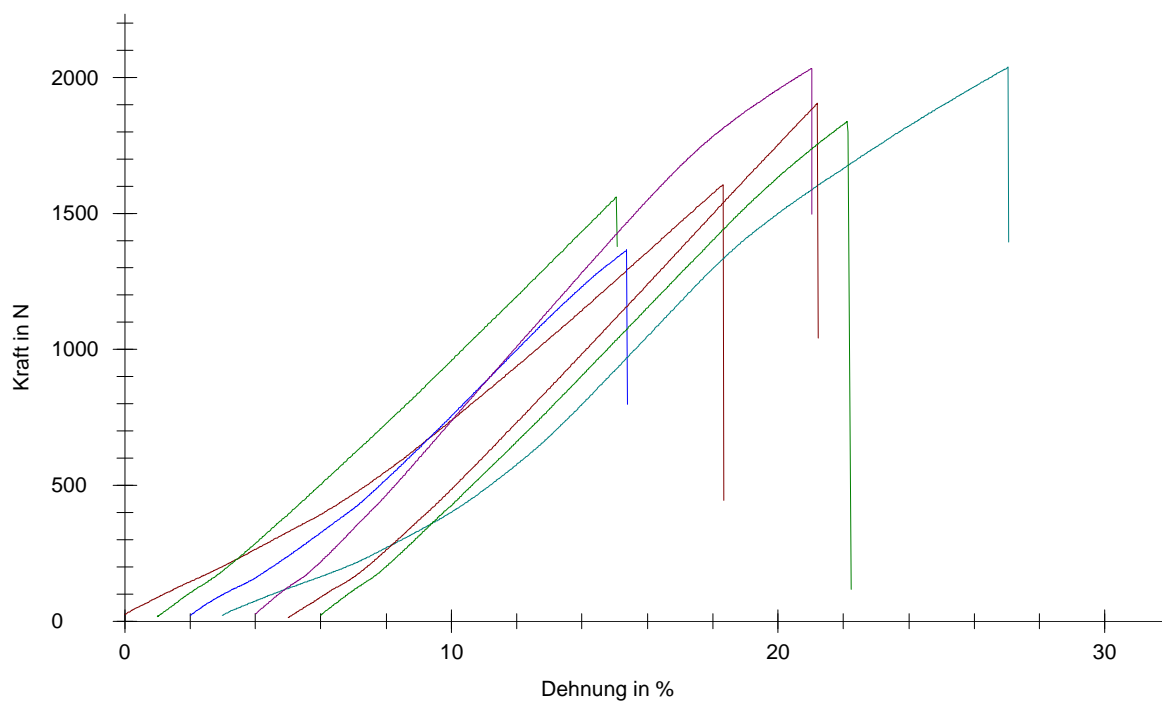
Material	: Wirobond 280	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 12245	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: VM 13/ Pastenopaker	Kraftabschaltsschwelle	:	1 %Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1605,56
2	1560,48
3	1365,48
4	2037,76
5	2033,90
6	1906,38
7	1837,85

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1763,92
s	257,83
v	14,62

Seriengrafik:

Parametertabelle:

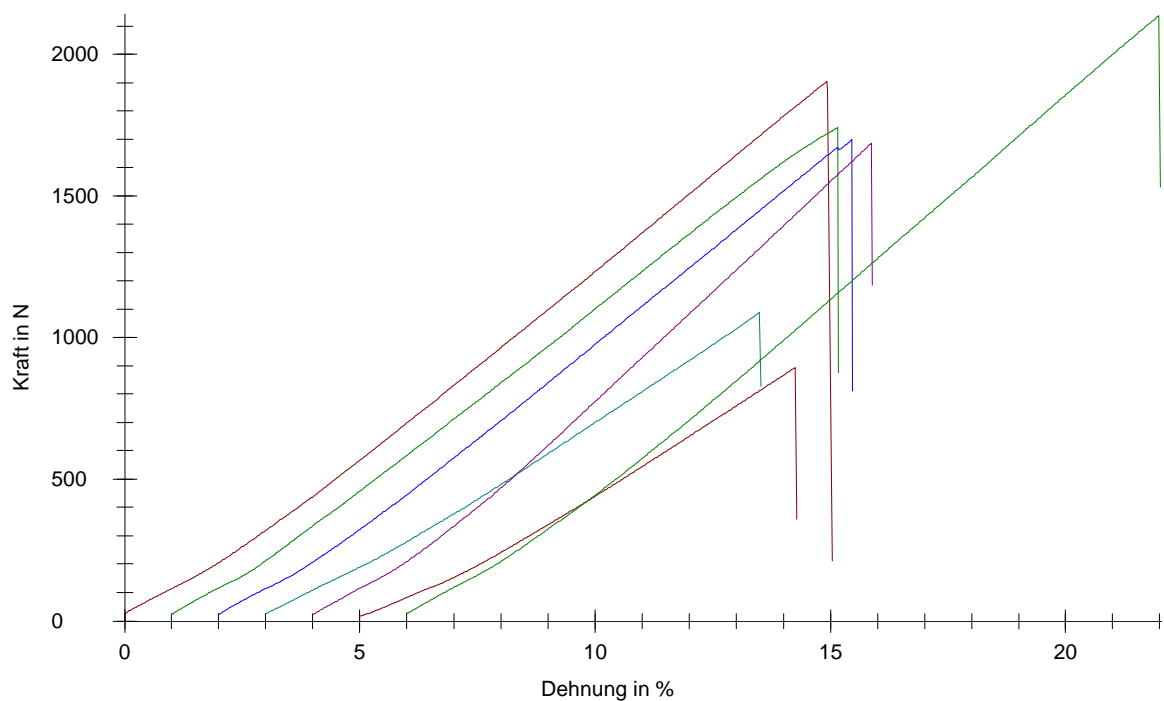
Material	: Wirobond 280	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 12245	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Noritake EZ-3/ Pastenopaker	Kraftabschaltswelle	: 1	%Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1904,11
2	1741,13
3	1699,21
4	1088,11
5	1686,08
6	894,68
7	2137,27

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1592,94
s	443,00
v	27,81

Seriengrafik:

Parametertabelle:

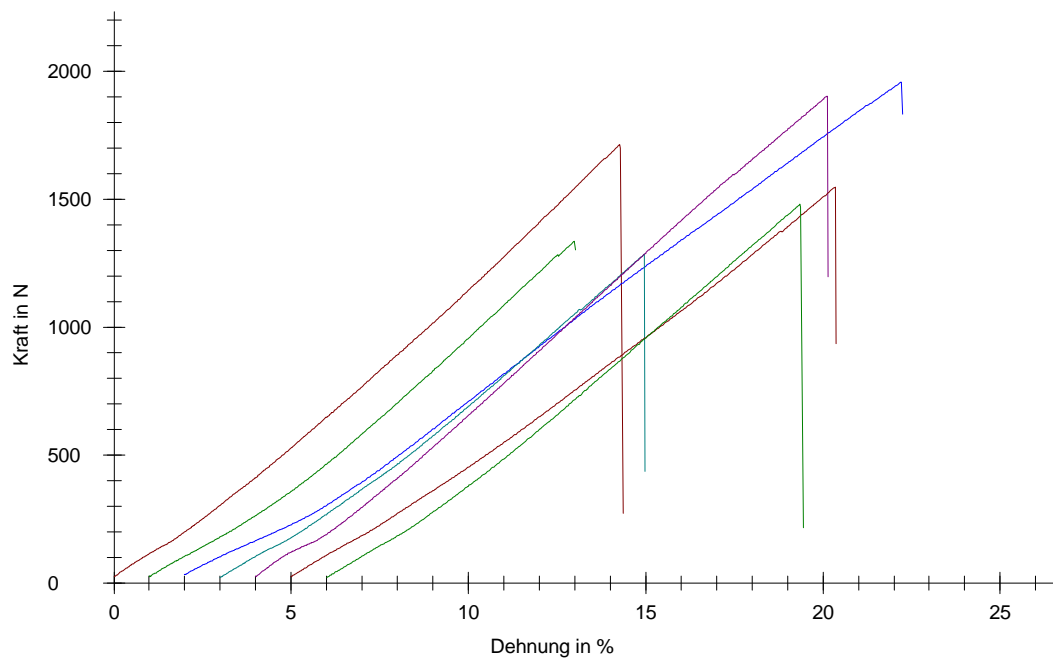
Material	:	Wirobond 280	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	:	12245	Probenzustand	:	Standard
Keramik	:	Duceram Kiss/ 1. Pulveropaquer 2. Pastenopaker	Kraftabschaltschwelle	:	5 %Fmax
			Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1713,74
2	1336,95
3	1959,08
4	1285,22
5	1903,76
6	1547,97
7	1478,74

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1603,64
s	264,50
v	16,49

Seriengrafik:

Parametertabelle:

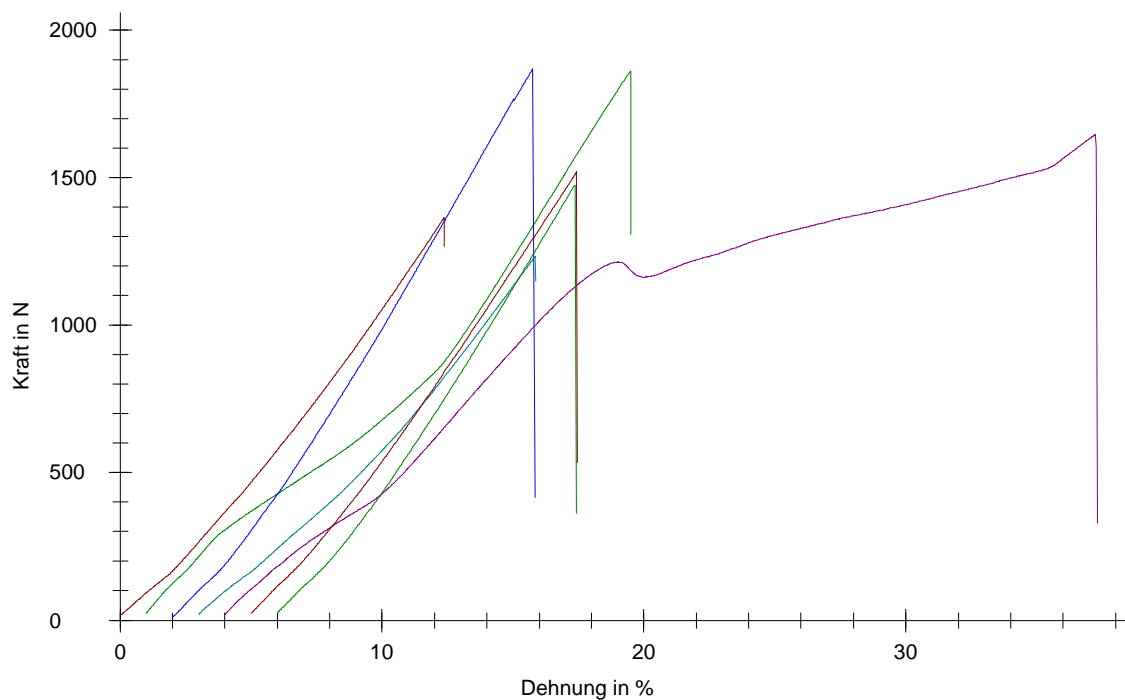
Material	: Wirobond 280	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 12245	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Vintage Halo/ Pulveropaker	Kraftabschaltsschwelle	:	5
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1365,83
2	1861,74
3	1869,97
4	1234,10
5	1646,43
6	1520,22
7	1474,80

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1567,58
s	240,47
v	15,34

Seriengrafik:

Parametertabelle:

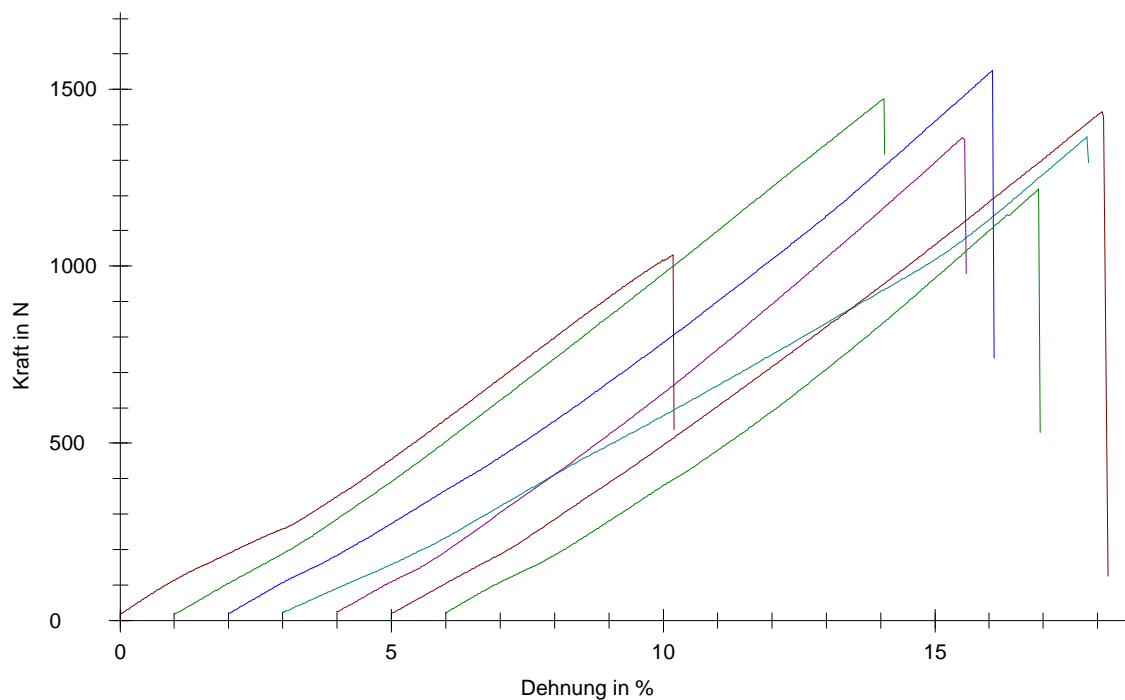
Material	: Wirobond 280	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 12245	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Vintage/ Pastenopaker	Kraftabschaltsschwelle	: 5	%Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1032,36
2	1472,87
3	1554,27
4	1366,18
5	1364,25
6	1437,07
7	1217,47

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1349,21
s	174,80
v	12,96

Seriengrafik:

Parametertabelle:

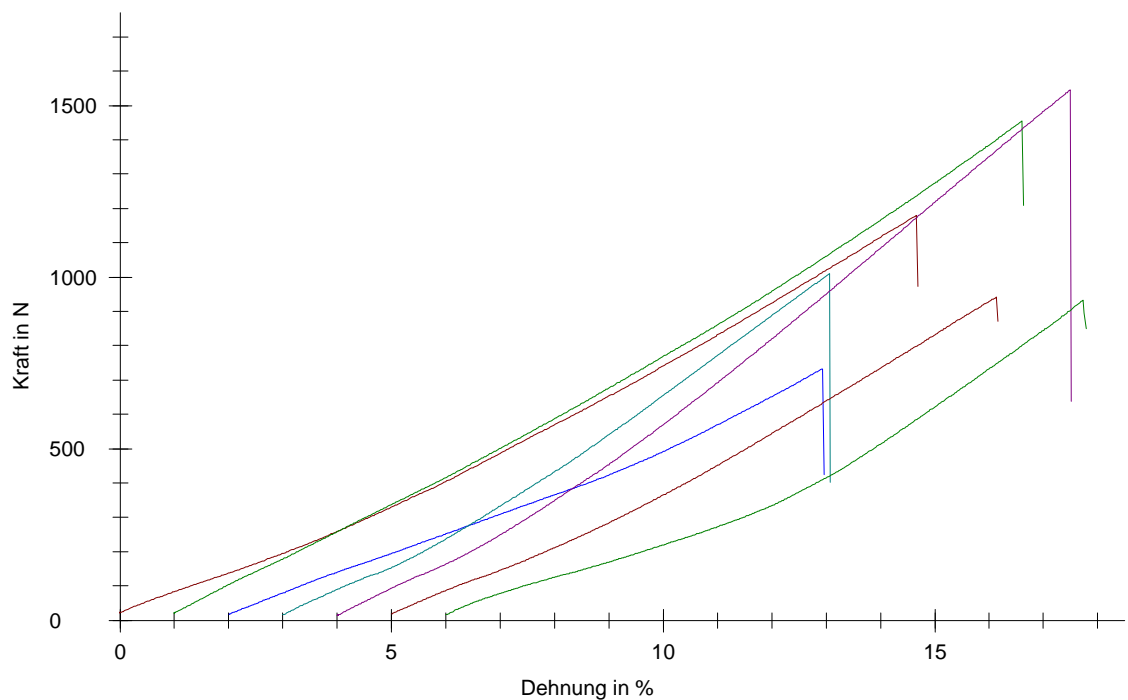
Material	: Wirobond 280	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 12245	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: Creation/ Pulveropaquer	Kraftabschaltswelle	:	5 %Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1180,37
2	1454,67
3	733,37
4	1010,22
5	1545,43
6	942,30
7	932,84

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1114,17
s	295,67
v	26,54

Seriengrafik:

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Chemische Zusammensetzung von Dentallegierungen [79].....	12
Tabelle 2: prozentualer Anteil (Massen-%) der Hauptbestandteile von Dentalkeramiken [104]	19
Tabelle 3: Einteilungsarten von Dentalkeramik [28, 104].....	20
Tabelle 4: Gegenüberstellung der WAK-Werte unterschiedlicher Keramikarten [104]	21
Tabelle 5: Einteilung der Prüfverfahren [93]	27
Tabelle 6: Zusammenfassung von Messwerten aktueller Studien mit dem VOSS-Test	30
Tabelle 7: Hochgoldhaltige Edelmetall-Aufbrennlegierungen	39
Tabelle 8: Goldreduzierte Edelmetall-Aufbrennlegierung	40
Tabelle 9: Edelmetall-Aufbrennlegierung auf Palladiumbasis.....	40
Tabelle 10: Hochgoldhaltige Edelmetalllegierungen für hochexpandierende Keramiken.....	40
Tabelle 11: Edelmetalllegierung auf Silberbasis für hochexpandierende Keramiken	41
Tabelle 12: Legierungsmerkmale der EM-Legierungen für konventionelle Keramiken	41
Tabelle 13: Legierungsmerkmale der EM-Aufbrennlegierungen für konventionelle Keramiken.....	42
Tabelle 14: Legierungsmerkmale der EM-Legierungen für hochexpandierende Keramiken.....	42
Tabelle 15: Zusammensetzung der edelmetallfreien Aufbrennlegierungen	43
Tabelle 16: Legierungsmerkmale der edelmetallfreien Aufbrennlegierungen auf Kobalt-Basis.....	43
Tabelle 17: Legierungsmerkmale der edelmetallfreien Aufbrennlegierungen auf Nickel-Basis	44
Tabelle 18: Legierungsmerkmale der EMF-Legierung für hochexpandierende Keramiken.....	44
Tabelle 19: Eigenschaften der verwendeten Verblendkeramiken.....	45
Tabelle 20: Chargennummern der Verblendkeramiken	45
Tabelle 21: Weitere verwendete Materialien.....	46
Tabelle 22: Verwendete Geräte.....	46
Tabelle 23: Geräteparameter der Zwick Universalmaschine vom Typ Z010/TN2A ..	55

Tabelle 24: Ergebnisse des U-Tests für die Bruchkräfte der verblendeten EM-Gerüste.....	60
Tabelle 25: Ergebnisse des U-Tests der LFC-Masse-Serie für EM-Legierungen.....	62
Tabelle 26: Ergebnisse des U-Tests für Bruchkräfte von Wirobond 280 mit diversen Keramikvariationen.....	66
Tabelle 27: Ergebnisse des U-Tests für die Bruchkräfte verblendeter Kobalt-Chrom-Legierungen.....	69
Tabelle 28: Ergebnisse des U-Tests für die Bruchkräfte verblendeter Nickel-Chrom-Legierungen.....	71
Tabelle 29: Untersuchungen zur Überlebenswahrscheinlichkeit von Metall-Keramik-Verbundsystemen.....	100
Tabelle 30: Vorwärm-, Giesstemperaturen und Programmplätze der Nautilus CC plus für die EM- & EMF-Legierungen.....	101
Tabelle 31: Oberflächenkonditionierung der EM-und EMF-Legierungen.....	102
Tabelle 32: Brenntabelle nach Herstellerangaben.....	103
Tabelle 33: Wandstärkenmessung der EM-Legierungen mit Vita Omega 900 (konventionell).....	104
Tabelle 34: Wandstärkenmessung der EM-Legierungen mit Vita Response (konventionell).....	105
Tabelle 35: Wandstärkenmessung Wirobond 280 mit diversen Verblendkeramiken.....	106
Tabelle 36: Wandstärkenmessung der EMF-Legierungen mit Vita Omega 900 / Response.....	107
Tabelle 37: Ergebnisse der EM-Legierungen, konventionell verblendet (Vita Omega 900).....	108
Tabelle 38: Ergebnisse der EMF-Legierungen, konventionell verblendet (Vita Omega 900).....	108
Tabelle 39: WB280 mit Verblendvariationen.....	109
Tabelle 40: Ergebnisse der EM-bzw.EMF-Legierungen, mit LFC-Masse Response verblendet.....	110

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Bruchlastversuches nach VOSS (nach C. REINSCH [79])	28
Abbildung 2: Schematische Darstellung des Drei-Punkt-Biegeversuchs nach SCHWICKERATH (nach C. REINSCH [79])	31
Abbildung 3: Darstellung des Versuchs nach SCHMITZ-SCHULMEYER (Original & Modifikation) (nach C. REINSCH [79])	32
Abbildung 4: Schematische Darstellung des Zugscherversuches nach SHELL/ NIELSEN (nach C. REINSCH [79])	33
Abbildung 5: Schematische Darstellung des Zugversuches nach NALLY/ BERTA (nach C. REINSCH [79])	33
Abbildung 6: Untersuchungen zur in-vivo Überlebenswahrscheinlichkeit von Metall- Keramik-Verbundsystemen	38
Abbildung 7: Versuchsablauf	47
Abbildung 8: Modell für die Frontzahnkrone	49
Abbildung 9: tiefe Hohlkehlpräparation	49
Abbildung 10: Wachsstumpf mit Hohlstick	50
Abbildung 11: fertig polierter Metallstumpf	50
Abbildung 12: Kunststoffkappchen	51
Abbildung 13: Kappchen in Metall	51
Abbildung 14: Übersicht verwendeter Legierungen mit den dazugehörigen Verblendkeramiken	53
Abbildung 15: zementierte Kronen	54
Abbildung 16: palatinal nummeriert	54
Abbildung 17: Visuelle Begutachtung der einzelnen Kronen nach erfolgtem VOSS- Test (Bsp. Bio Pontostar)	55
Abbildung 18: Einteilung der geprüften Kronen nach ihrem Bruchmuster	56
Abbildung 19: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der EM-Gerüste mit Vita Omega 900	58
Abbildung 20: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von EM-Legierungen mit Vita Omega 900 im VOSS-Versuch	59
Abbildung 21: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der EM-Gerüste mit Response	60

Abbildung 22: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von EM-Legierungen mit Response	61
Abbildung 23: Vergleich der Bruchkräfte der mit Vita Omega 900 und Response (LFC) verblendeten EM-Gerüste	63
Abbildung 24: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der mit Keramikvariationen verblendeten Wirobond 280-Gerüste	64
Abbildung 25: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte der untersuchten EMF-Legierung WB 280 mit Variationen von Verblendkeramiken im VOSS-Versuch.....	65
Abbildung 26: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der Kobalt-Chrom-Gerüste...	67
Abbildung 27: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von Kobalt-Chrom-Legierungen	68
Abbildung 28: prozentualer Anteil der Bedeckungsart der Nickel-Chrom-Gerüste ...	70
Abbildung 29: Median mit min/max-Werten der Bruchkräfte von Nickel-Chrom-Legierungen	71
Abbildung 30: Gegenüberstellung der Ergebnisse des VOSS-Tests der EMF-Legierungen	72
Abbildung 31: Vergleich der Bruchkräfte der untersuchten EM- und EMF-Legierungen	73
Abbildung 32: Gegenüberstellung der Bruchkräfte konventioneller- und Press-on Keramik auf EM- & EMF-Legierungen mit Vollkeramiksystemen [38].	83

Danksagung

Ein großes Dankeschön gilt Herrn PD Dr. R. Strietzel für die Überlassung des Themas, seinen hilfreichen Anregungen und die besonders fürsorgliche Betreuung bei der Fertigstellung der Arbeit. Dank gilt auch der Firma BEGO für die Bereitstellung eines Großteils der Materialien und der Nutzung der Laboreinrichtung. Des Weiteren möchte ich mich auch bei den Mitarbeitern der Firma BEGO für die detaillierte Einweisung bei den Laborgeräten und die hilfreichen Tipps bei der Prüfkörperherstellung bedanken. Mein besonderer Dank gilt dabei Frau Poppinga für ihre Unterstützung bei der Durchführung des VOSS-Tests.

Abschließend möchte ich mich noch bei meinem Bruder für seine Hilfe im Bereich der statistischen Auswertung, bei meinen Eltern und Schwiegereltern für ihre Motivation und tatkräftige Unterstützung und meinem Ehemann für seine sachlichen und hilfreichen Anmerkungen bedanken.

Lebenslauf

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

Eidstattliche Erklärung

„Ich, Yvonne Jacobs, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleichende Untersuchung der Bruchfestigkeiten von verschiedenen EM- bzw. EMF- Gerüsten mit konventionellen und hochexpandierenden Keramikverblendungen mittels des VOSS-Versuchs“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift