

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

DISSERTATION

**Vergleichende Untersuchung zum Haftverbund zwischen
unterschiedlichen Verblendkeramiken auf Metall- bzw.
Keramikgerüsten in vitro auf einer Frontzahnkrone
mittels des VOSS-Versuchs**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Marten Jacobs
aus Hoppegarten

Datum der Promotion: 25.10.2013

Meinen lieben Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Abkürzungsverzeichnis.....	7
1 Einleitung.....	8
2 Schrifttum	10
2.1 Legierungen in der Zahnheilkunde	10
2.1.1 Geschichte der Dentallegierungen	10
2.1.2 Einteilung der Dentallegierungen	12
2.1.3 Edelmetallfreie Legierungen.....	13
2.1.3.1 Kobalt-Basis-Legierungen.....	13
2.1.3.2 Nickel-Basis Legierungen	13
2.1.3.3 Eisenbasislegierungen	13
2.1.3.4 Titan und Titanlegierungen	14
2.1.4 Edelmetalllegierungen.....	15
2.1.4.1 Goldbasislegierungen	15
2.1.4.2 Palladium-Basis-Legierungen	16
2.1.4.3 Silberbasislegierungen.....	16
2.2 Dentalkeramik	17
2.2.1 Geschichte der Dentalkeramik	17
2.2.2 Einteilung der Dentalkeramik	18
2.2.3 Anforderungen an Dentalkeramiken.....	19
2.3 Metall-Keramik-Verbundsysteme	19
2.3.1 Einteilung der Verbundkräfte von Metall-Keramik-Verbundsystemen .	20
2.3.1.1 Mechanische Verbundkräfte	20
2.3.1.2 Chemische Verbundkräfte.....	20
2.3.1.3 Adhäsive Verbundkräfte.....	22
2.3.2 Bedeutung der Verbundkräfte für Metall-Keramik-Verbundsysteme ...	22
2.4 Vollkeramische Systeme	23
2.4.1 Einteilung der Vollkeramik.....	24
2.4.2 Gerüstkeramik.....	24
2.4.3 Verblendkeramik	25
2.4.3.1 Konventionelle Verblendkeramik.....	26
2.4.3.2 Hochexpansive Verblendkeramik.....	27

2.4.3.3	Press- on- Keramik	27
2.4.4	Haftverbund der Vollkeramiksysteme.....	27
2.5	Anforderungen an keramische Verbundsysteme	29
2.5.1	Mechanische Anforderungen	29
2.5.2	Chemische Anforderungen	30
2.5.3	Thermische Anforderungen.....	30
2.5.4	Biokompatibilität.....	31
2.6	Verfahren zur Gerüstherstellung	31
2.6.1	Gussverfahren.....	31
2.6.2	Galvanotechnik	32
2.6.3	CAD / CAM-Technologie.....	32
2.6.3.1	STL	33
2.6.3.2	SLM	33
2.6.3.3	Frästechnik	33
2.7	Zahntechnische Testverfahren zur Prüfung des Haftverbundes	34
2.7.1	Mechanische Prüfmethoden.....	35
2.7.1.1	Test nach VOSS (Bruchlastversuch)	35
2.7.1.2	Test nach SCHWICKERATH (Drei-Punkt-Biegeversuch)	38
2.7.1.3	Test nach SCHMITZ/SCHULMEYER (Abscherversuch)	39
2.7.1.4	Test nach NALLY/BERTA (Vier-Punkt-Biegeversuch)	40
2.7.2	Vergleich der mechanischen Prüfmethoden untereinander	41
2.8	Klinische Untersuchungen.....	43
3	Material und Methode.....	44
3.1	Material	45
3.1.1	Legierungen	45
3.1.1.1	Zusammensetzung der verwendeten Legierungen	45
3.1.1.2	Eigenschaften der verwendeten- Legierungen [3].....	46
3.1.2	Keramiken	49
3.2	Methode	53
3.2.1	Herstellung des Zahnstumpfes.....	54
3.2.2	Scannen des Zahnstumpfes.....	55
3.2.3	Herstellung der Gerüste	56
3.2.4	Verblendung der Gerüste	57
3.2.4.1	Konventionelles Verblendverfahren	58

3.2.4.2	Press-on-Verfahren.....	58
3.2.5	Befestigung der Frontzahnkronen.....	59
3.2.6	Durchführung des VOSS- Tests.....	60
3.2.7	Begutachtung.....	61
4	Ergebnisse	63
4.1	EMF mit Aufpresskeramik	64
4.1.1	Abplatzmuster	64
4.1.2	Beschreibende Statistik.....	65
4.1.3	Vergleichende Statistik.....	66
4.2	EM mit Aufpresskeramik	67
4.2.1	Abplatzmuster	67
4.2.2	Beschreibende Statistik.....	67
4.2.3	Vergleichende Statistik.....	68
4.3	Vollkeramiksysteme	69
4.3.1	Abplatzmuster	69
4.3.2	Beschreibende Statistik.....	70
4.3.3	Vergleichende Statistik.....	71
5	Diskussion.....	72
5.1	Diskussion des Messfehlers.....	72
5.1.1	Einfluss der Verarbeitung.....	72
5.1.1.1	Gerüsterstellung.....	72
5.1.1.2	Verblendvorgang.....	73
5.1.2	Messfehler.....	75
5.1.3	Fehlerbewertung	75
5.2	Diskussion der Messergebnisse.....	76
5.2.1	EMF mit Aufpresskeramik	77
5.2.2	EM mit Aufpresskeramik	78
5.2.3	Vergleich EM und EMF	79
5.2.4	Vollkeramiksysteme	80
5.2.5	Vergleich von Aufpresskeramik- und Vollkeramiksystemen.....	81
5.3	Bedeutung für die Praxis	83
6	Zusammenfassung.....	86
6.1	Summary	88
7	Literaturverzeichnis	90

8	Anhang.....	104
8.1	Beschreibende Statistik der Messwerte	110
8.1.1	Edelmetallfreie Legierungen.....	110
8.1.2	Edelmetalllegierungen.....	111
8.1.3	Vollkeramiksysteme	112
8.2	Tabellenverzeichnis.....	132
8.3	Abbildungsverzeichnis.....	133
	Danksagung	134
	Lebenslauf.....	135
	Eidesstattliche Erklärung	136

Abkürzungsverzeichnis

ADA	American Dental Association
BZÄK	Bundeszahnärztekammer
CAD	computer aided design
CAM	computer aided manufacturing
DIN	Deutsches Institut für Normung
EM	Edelmetall
EMF	edelmetallfrei
E-Modul	Elastizitätsmodul
HVS	Haftverbundsystem
KZBV	Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung
LFC	Low fusing ceramic
MPa	Mega Pascal
MPG	Medizinproduktegesetz
N	Newton
n.s	nicht signifikant
SLM	Selective Laser Melting (Selektives Laser Schmelzen)
STL	Stereolithografie
UV	ultraviolett
VMK	Vita Metall-Keramik
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
WB 280	Wirobond 280

1 Einleitung

In der Zahnheilkunde wurden von jeher Versuche unternommen, Zahndefekte prothetisch zu versorgen. Aus der Geschichte ist bekannt, dass der Mensch bereits sehr früh mit Elfenbein, Metall, Holz und menschlichen Zähnen als Zahnersatz experimentiert hat [55]. Aber erst mit Einführung der Keramik als zahnprothetischen Werkstoff gelang die Fertigung von qualitativ hochwertigem und ästhetisch anspruchsvollem Zahnersatz. Das durch die Firma VITA weiterentwickelte Haftverbundsystem machte einen langfristigen Einsatz von Keramiken in Verbindung mit Metallgerüsten möglich.

In der modernen Zahnmedizin erfreuen sich Vollkeramiksysteme aufgrund der hohen Biokompatibilität und der natürlich wirkenden Transluzenz einer ständig steigenden Nachfrage. Dabei finden keramische Werkstoffe sowohl als Verblendmaterialien, als auch als Gerüstmaterialien ihre Anwendung. Bei den Verblendkeramiken wird in „Aufbrennkeramiken“ und „Aufpresskeramiken“ unterschieden. Während bei der konventionellen Verblendtechnik die Keramik manuell in Schichten aufgetragen und gebrannt wird, werden beim Press-on-Verfahren keramische Massen in vorgefertigte Hohlräume auf entsprechende Gerüstmaterialien aufgepresst und gebrannt.

Durch die Verbesserung der CAD/CAM Technik und der Verwendung von Zirkoniumdioxid in der Prothetik sind keramische Gerüstmaterialien auch für komplexe zahntechnische Strukturen möglich geworden. Zirkoniumdioxid ist ein ausgesprochen harter keramischer Werkstoff, dessen mechanische Eigenschaften bereits in der Kieferorthopädie (Brackets) oder für implantologische - und prothetische Stiftaufbauten langjährige Anwendung findet. Dennoch ist, im Gegensatz zu Metall-Keramik-Haftverbundsystemen, bei Vollkeramiksystemen mit Zirkoniumdioxidgerüsten relativ wenig über die Art und die Qualität des Verbundmechanismus bekannt.

Erkenntnisse über Haftverbundsysteme werden durch die Anwendung von Prüfverfahren gewonnen. In Deutschland sind diese Prüfverfahren bei neu entwickelten Zahnersatzmaterialien durch das Medizinproduktegesetz vorgeschrieben [103]. Die Materialtests erfolgen überwiegend als In-vitro-Prüfverfahren,

wobei die Ergebnisse oftmals in klinischen Untersuchungen auf ihre Praxis-tauglichkeit kontrolliert werden. Zwar erlaubt die große Bandbreite der unterschiedlichen Materialprüfungen und deren Kombinationen eine Fülle von Antworten auf konkrete Fragestellungen, aber ein Vergleich dieser Prüfungen untereinander scheitert an deren Spezifität. Auch das Standardprüfverfahren nach DIN EN ISO 9693 [20], der Drei-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH, simuliert die anatomischen Kaubedingungen nur eingeschränkt. Ein weiteres Problem dieses Testverfahrens ist die allgemeine Vergleichbarkeit von Metall-Keramik- und Vollkeramik-Verbundsystemen. So ist der SCHWICKERATH-Test nicht für alle Vollkeramiksysteme und für die Untersuchung von Galvanokronen gar nicht anwendbar. Der VOSS-Test hingegen ist ein den klinischen Gegebenheiten angepasstes Prüfverfahren, welches alle Kombinationen der Verblend- und Gerüstmaterialien untersuchen kann.

Ziel der folgenden Arbeit ist es, konventionell verblendete vollkeramische Haftverbundsysteme und im Press-On-Verfahren verblendete Metall-Keramik-Haftverbundsysteme mittels des Voss Testverfahrens zu untersuchen und zu vergleichen.

2 Schrifttum

2.1 Legierungen in der Zahnheilkunde

Legierungen entstehen durch das Zusammenschmelzen, Zusammensintern oder der Diffusion verschiedener Komponenten. Als Legierungskomponenten bezeichnet man die verschiedenen Bestandteile (Metalle oder auch Nichtmetalle wie z. B. Bor, Kohlenstoff oder Silizium). Das Mischverhältnis kann dabei unterschiedlich geprägt sein [43].

Die Eigenschaften von Legierungen werden aber nicht additiv durch die Eigenschaften der Komponenten bestimmt, sondern ergeben sich aus den Wechselwirkungen der Bestandteile untereinander [44].

Dagegen können „reine Metalle“ im zahnärztlichen Alltag aufgrund ihrer teilweise unzureichenden mechanischen Eigenschaften nur in Ausnahmefällen verwendet werden. Als Ausnahmen gelten z. B. Gold-, Zinn- und Platinfolien oder die Goldhämmerfüllung, bei der kleine Kavitäten mit besonders aufbereitetem Feingold ausgefüllt werden [70].

2.1.1 Geschichte der Dentallegierungen

Bis Anfang des vergangenen Jahrhunderts wurden in der Zahnmedizin ausschließlich Gold und seine Legierungen, Silber und Kupfer verwendet. Mit Hilfe der Goldschmiedetechnik konnten Bleche verformt und Drähte zusammengelötet werden [87, 26].

Das um 1900 entstandene zahnmedizinische Wachsauerschmelzgießverfahren erlaubte auch bei komplexeren Zahnersatzarbeiten eine individuelle Herstellung und führte zu einem starken Anstieg des Verbrauchs. Um die Kosten zu begrenzen, galt es Möglichkeiten zu finden, den Goldgehalt so zu verringern, ohne dabei auf bewährte Materialeigenschaften verzichten zu müssen. Dabei mussten Werkstoffe gefunden werden, die unter den Bedingungen der Mundhöhle korrosionsbeständig, biokompatibel sind und in der Verarbeitung geringe Kosten verursachen.

Als Reaktion auf hohe Goldpreise entwickelte die Firma KRUPP den ersten nichtrostenden Stahl – den V2A Stahl. Der leitende Zahnarzt der Krupp Zahnklinik HAUPTMEYER präsentierte im Jahr 1919 das erste „Stahlgebiss“ der Öffentlichkeit [109].

Durch weitere Forschung am Guss von rostfreiem Stahl konnte die Ursache von interkristallinen Korrosionen gefunden und durch Reduktion des Kohlenstoffgehalts bzw. der Zugabe von Titan oder Tantal behoben werden. Diese Erkenntnis ermöglichte die Herstellung von partiellem Zahnersatz.

Ab 1929 unternahmen ERDLE und PRANGE Versuche, bei denen sie durch Zulegen anderer Bestandteile die Härte des V2A Stahls erhöhten. 1932 führte dies zur Einführung der Kobalt- Chrom- Gusslegierung in die Zahnheilkunde. Es war der Beginn der Entwicklung von weiteren goldreduzierten, edelmetallreduzierten und edelmetallfreien Dentallegierungen [68].

Mit der Einführung der Metall-Keramik-Verbundsysteme 1962 durch die Firmen DEGUSSA und VITA Zahnfabrik in Europa begann in der Zahnheilkunde ein neues Zeitalter von ästhetisch anspruchsvoller Zahnprothetik. Dentallegierungen dienten fortan nicht mehr ausschließlich dem Ersatz von Zahnhartsubstanz, sondern vielmehr als Basis für Verblendwerkstoffe. Wurden anfangs nur Edelmetalllegierungen als Gerüstmaterialien verwendet, gelang 1968 der Firma BEGO die Entwicklung einer aufbrennfähigen EMF-Legierung (Wiron). Derzeit sind über 1400 Dentallegierungen in Deutschland zugelassen [8, 109, 130, 131].

2.1.2 Einteilung der Dentallegierungen

Die Auswahl der über 1400 in Deutschland eingetragenen Legierungen liegt immer in der Hand des behandelnden Zahnarztes. Aufgrund dieser großen Vielfalt ist ein gutes Basiswissen über die grundlegendsten Eigenschaften und Einteilung von großer Bedeutung für die Praxis [8, 114].

Vereinfachend können Dentallegierungen nach deren Zusammensetzung in Edelmetalllegierungen und edelmetallfreie Legierungen unterschieden werden. Benannt werden die Legierungen immer in der Reihenfolge des Elements, dessen Anteil an Gewichts- oder Massenprozent am größten in der Legierung ist [15].

Tabelle 1: chemische Zusammensetzung von Dentallegierungen [93]

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

2.1.3 Edelmetallfreie Legierungen

2.1.3.1 Kobalt-Basis-Legierungen

Die Kobalt-Basis-Legierungen setzen sich zu 54-70 % aus Kobalt, zu 20-31 % aus Chrom, sowie aus Molybdän, Mangan, Silizium, Wolfram oder Eisen zusammen. Durch die Zugabe von geringen Mengen an Kohlenstoff kommt es zur Ausbildung von Karbiden, was zu einer Steigerung der Härte und Festigkeit führt. Anwendung findet dies insbesondere in der Teilprothetik und in der Kronen- und Brückentechnik [36, 116].

2.1.3.2 Nickel-Basis Legierungen

Der Nickelgehalt von Nickel-Basis-Legierungen liegt bei 70 %. Chrom ist mit einem Anteil von etwa 15 % oder über 20 % enthalten. Weitere Bestandteile sind Molybdän, Aluminium, Silizium und Mangan [24, 109].

Nickel-Basis-Legierungen finden als Nickel-Titan-Legierungen in Form von elastischen Drähten (Nitinol) in der Kieferorthopädie Verwendung [36].

2.1.3.3 Eisenbasislegierungen

Allgemein werden Eisen-Kohlenstoff-Legierungen als Stähle bezeichnet. Enthalten Eisenbasislegierungen über 5 % andere Legierungskomponenten, dann wird die Legierung auch als Edelstahl bezeichnet.

In der Zahnmedizin werden Eisenbasislegierungen nur als spezielle Edelstähle verwendet. Anwendungen finden diese als Klammerdrähte, Bänder und Brackets. Aufgrund der nicht ausreichenden Korrosionsbeständigkeit in der Mundhöhle werden Edelstähle als Dentalgußlegierungen nicht mehr eingesetzt [36].

2.1.3.4 Titan und Titanlegierungen

Titan zeichnet sich durch eine gute Biokompatibilität, eine hohe Korrosionsbeständigkeit, ein niedriges spezifisches Gewicht und eine hohe Festigkeit aus [138]. Diese Eigenschaften verdankt das Titan der spontanen Passivierung. Unter Einwirkung von Sauerstoff bildet Titan sofort an seiner Oberfläche eine feste, dichte, oxidische Deckschicht aus. Diese Passivierungsschicht unterbindet elektrochemische Reaktionen in der Mundhöhle und garantiert somit die hohe Biokompatibilität des Titans. Nachteile dieser spontanen chemischen Reaktivität sind aufwendige Verarbeitungsprozesse. Vorteile ergeben sich aus dem geringen Gewicht, das aus der geringen Dichte ($4,5 \text{ g/cm}^3$) des Titans resultiert. Die schlechte Wärmeleitfähigkeit des Werkstoffs ist für thermosensible Patienten angenehm.

Titan liegt bei Raumtemperatur in einer Kristallstruktur vor. Wird Titan auf über 882 °C erhitzt, so verändert sich seine Struktur von der hexagonalen Alpha-Phase in die kubisch raumzentrierte Beta-Phase. Aufgrund dieser Veränderung und durch Verunreinigungen (z. B. Sauerstoff) ändert Titan seine mechanischen Eigenschaften. Es wird spröder und härter. Daher ist der Begriff Reintitan umstritten, da sich immer andere Begleitelemente aus der Kristallgitterstruktur lösen. Insofern wird es auch als unlegiertes Titan bezeichnet. Anhand dieser Verunreinigungen ist es möglich, Titan in 4 Güteklassen einzuteilen. Titan der Güteklasse 1 und 2 wird zur Kronen- und Brückenversorgung verwandt. Titan der Güteklasse 4 ist für die Modellgussprothetik empfohlen [5]. In der Zahnheilkunde bleibt die enossale Implantologie der wichtigste Einsatzbereich des Titans [27, 29, 41, 80].

2.1.4 Edelmetalllegierungen

2.1.4.1 Goldbasislegierungen

Goldbasislegierungen lassen sich in hochgoldhaltige- und goldreduzierte Legierungen einteilen [13].

Hochgoldhaltige Legierungen werden auch als „Platingold“ bezeichnet und bestehen zu mindestens 65 % aus Gold. Des Weiteren können Platin, Palladium und geringe Mengen an Kupfer und Zink enthalten sein. Hochgoldlegierungen besitzen günstige Verarbeitungseigenschaften und zeichnen sich durch ihre Korrosions- und Anlaufbeständigkeit aus. Sie gelten als Standardlegierungen für Zahnersatz. Die ISO 22674 unterscheidet verschiedene Typen anhand der Festigkeitsklassen. Der Typ 0 ist ohne jegliche mechanische Belastbarkeit und kommt bei Goldbasislegierungen z.B. im Galvanoverfahren zum Einsatz. Die Typen 1 (weich) und 2 (mittelhart) werden zur Herstellung von Inlays und Onlays verwandt. Bei Kronen, Brücken und stärker belasteten Gerüstteilen werden Legierungen vom Typ 3 (hart) und Typ 4 (extrahart) eingesetzt. Der Typ 5 kennzeichnet die höchste mechanische Belastbarkeit und findet Anwendung z. B. in der Teilprothetik [21].

Goldreduzierte Legierungen bestehen zu mindestens 50 % aus Gold. Zudem enthalten goldreduzierte Legierungen Palladium und Silber. Diese Legierungen sind den Hochgoldlegierungen im Bereich der Biokompatibilität, Verarbeitung und Ästhetik unterlegen. Sie werden auch als „Spargold“ bzw. „Blassgold“ bezeichnet. Der Begriff Spargold resultiert aus der ursprünglichen Idee der Kostenersparnis, welche sich aber mittlerweile durch den hohen Palladiumpreis relativiert hat. Der Ausdruck Blassgold erklärt sich aus der Tatsache, dass bereits geringe Mengen von Palladium die Goldfarbe reduzieren können [56, 78, 113].

2.1.4.2 Palladium-Basis-Legierungen

Palladiumbasislegierungen wurden zur Kostenminimierung entwickelt und lassen sich anhand ihrer Zusammensetzung in Gruppen einteilen.

Palladium-Silber-Legierungen bestehen mehrheitlich aus 60 % Palladium, bis zu 30 % Silber und weiteren Nichtedelmetallen, wie Gallium, Indium und Zinn. Zwar entsprechen die mechanischen Eigenschaften der Legierungen nahezu denen der Hochgoldlegierungen, doch ist die silberbedingte Verfärbungsneigung negativ zu bewerten.

Palladium-Kupfer-Legierungen bestehen bis zu 80 % aus Palladium, bis zu 20 % aus Kupfer und anderen Nichtmetallen, wie Gallium, Indium und Zinn.

Palladium-Zinn-Legierungen bestehen zu ca. 80 % aus Palladium und zu 20 % aus Zinn, Gallium und Indium.

Sowohl Palladium-Kupfer- als auch Palladium-Zinn-Legierungen sind wegen ihrer geringen Korrosionsbeständigkeit kritisch zu bewerten [49, 51, 109, 113].

2.1.4.3 Silberbasislegierungen

Silberbasis-Legierungen sind meist Silber-Palladium-Legierungen. Hauptbestandteile sind Silber, Palladium, Kupfer, Indium und Zink. Je nach Silberanteil unterscheidet man in „weiße“- und „gelbfarbene“ Legierungen. Die „weißen“ Legierungen sind aufgrund ihrer ungünstigen Aufbrennfähigkeit, der starken Verfärbungsneigung und der geringen Mundbeständigkeit zahnmedizinisch nicht zu empfehlen [109]. „Gelbfarbene“ Legierungen finden in der Zahnmedizin ihre Anwendung und bilden aufgrund von Weiterentwicklungen in der Zusammensetzung eine Alternative im Bereich der Edelmetalllegierungen [119]. Dabei intensiviert ein hoher Goldanteil der Legierung die Gelbfärbung, während Palladium entfärbend wirkt [49, 56].

2.2 Dentalkeramik

Der Begriff Keramik ist von dem altgriechischen Wort „keramos“ abgeleitet und bezeichnet den Töpferthon und dessen durch Brennen hergestellte, anorganische - nichtmetallische Erzeugnisse [42].

Dentalkeramiken werden allgemein definiert als oxidische Stoffe auf einer Basis aus Quarz, Feldspat und geringsten Mengen an Kaolin, welche durch Sintern von der Pulver- in die feste Form überführt werden. Der daraufhin entstandene keramische Werkstoff besteht aus einer kristallinen Phase, die in eine mit Poren durchsetzte Glasmatrix eingebettet ist [10].

2.2.1 Geschichte der Dentalkeramik

Anhand archäologischer Ausgrabungen ist bekannt, dass die Menschheit von jeher bestrebt war, Zahnersatz mit Hilfe von Knochen, Tierzähnen oder Elfenbein der natürlichen Zahnfarbe anzupassen.

Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus dem Porzellan. Obwohl es bereits ca. 700 Jahre vor Chr. in China erfunden wurde, dauerte es bis 1709 als es erstmals von BÖTTGER am sächsischen Königshof gelang, Porzellan eigenhändig in Europa herzustellen [27].

1728 berichtete FAUCHARD über Versuche von glasartigem Email, welches mit Hilfe von Metalloxiden gefärbt und auf Gold- und Kupferplatten aufgebrannt wurde. Im Jahr 1774 ließ der Apotheker DUCHATEAU eine ganze Prothese aus Porzellan brennen. Diese Erfahrungen griff der Zahnarzt CHEMANT auf und beschrieb 1783 die Herstellung von Porzellanzähnen. 1803 gelang ihm die Herstellung des ersten Stiftzahns mit Porzellankrone [95]. 1836 verbesserten PETERSON und CLARK die Stiftverankerung [54].

Durch die Verwendung von Platinfolie als Brennt Träger in der Dentalkeramik schuf 1887 LAND in Detroit die Voraussetzungen für die Herstellung von Mantelkronen aus

keramischen Massen, die so genannte Jacketkrone [7]. 1933 gelang es MATHÉ die von BRILL und LEWIN entwickelte Jacketkrone zu modifizieren, indem Edelmetallkronen mit Porzellan überzogen wurden. Diese vorgefertigte Art der Jacketkrone setzte sich als bevorzugte Frontzahnkrone durch [60].

Das von GATZKA entwickelte Vakuum-Brennverfahren führte 1949 zur Produktion erster Prothesenzähne, die auf einer homogeneren Keramikmasse basierte [102].

Bis heute garantieren verbesserte keramische Massen, Brennöfen, Präparationsinstrumente, Abformmaterialien und -methoden die weitere Verbreitung der individuell gestalteten zahnärztlichen Keramik.

2.2.2 Einteilung der Dentalkeramik

Eine Klassifikation der Dentalkeramiken ist aufgrund der klinischen Anwendung, der chemischen Zusammensetzung, der Brenntemperatur, nach dem Herstellungsprozess, der Art der Befestigung oder den Festigkeitsklassen möglich [117].

Tabelle 2: Einteilungsmöglichkeiten von Dentalkeramiken

Einteilung nach	Bezeichnung
Verwendung	Gerüstwerkstoff Verblendwerkstoff
Zusammensetzung	Silikatkeramik (Feldspatkeramik) Oxidkeramik
Brenntemperatur	hochschmelzend niedrigschmelzend
Herstellungsverfahren	Gießen Pressen Sintern CAD/CAM
Befestigung	zementieren adhäsiv
Festigkeitsklassen	1 bis 4

2.2.3 Anforderungen an Dentalkeramiken

In der folgenden Tabelle werden die Anforderungen an Dentalkeramiken aufgelistet und in klinische Anforderungen und verarbeitungstechnische Anforderungen unterschieden.

Tabelle 3: Anforderungen an Dentalkeramiken [27, 75, 89]

Anforderungsklasse	Anforderungen
Klinische Anforderungen	<ul style="list-style-type: none">• ästhetisch befriedigendes Aussehen in Farbe und Form• Farb- und Formbeständigkeit• Mundbeständigkeit• Reizlosigkeit• Funktionstüchtigkeit
Material- und verarbeitungstechnische Anforderungen	<ul style="list-style-type: none">• hohe Dichte und Porenfreiheit• Beschleif- und Polierbarkeit• Modellierbarkeit• ausreichendes Schmelzintervall• nicht zu hoher Schmelzbereich• Temperaturwechselbeständigkeit

2.3 Metall-Keramik-Verbundsysteme

Das Grundprinzip des Metall-Keramik-Verbundsystems ergibt sich aus einem Metallgerüst, auf das in einem zweiten Arbeitsgang eine speziell darauf abgestimmte keramische Masse aufgebracht wird. Bei diesem Vorgang kommt es zu einer stabilen chemischen Verbindung. Die Qualität dieser Verbindung ist entscheidend für die Stabilität des Metall-Keramik-Verbundsystems. Dabei wirkt sich der Grad der Homogenität des Verbunds positiv auf die Bruchanfälligkeit der Verblendkeramik [6, 37, 121].

2.3.1 Einteilung der Verbundkräfte von Metall-Keramik-Verbundsystemen

Ein Metall-Keramik-Verbundsystem ergibt sich aus dem Zusammenwirken von mechanischen, chemischen und intermolekularen Kräften zwischen Keramik und metallischen Werkstoffen [6].

2.3.1.1 Mechanische Verbundkräfte

Der mechanische Verbund ist eine Kombination aus Mikroretentionen und dem Aufschumpfen der Keramik auf dem Metallgerüst. Mikroretentionen entstehen durch das Aufrauen der Metalloberfläche. Diese Veränderung hin zur mechanischen Retentionsfläche wird erreicht, indem die Oberfläche des Werkstoffs abgestrahlt oder mit rotierenden Instrumenten bearbeitet wird. Insbesondere beim Abstrahlen ist der verbundsteigernde Effekt abhängig von der Körnung des Strahlmittels, dem Abstrahl Druck und der Härte der Legierung. Bei übertriebener Bearbeitung der metallischen Oberfläche können Spannungskonzentrationen Risse in der Verblendkeramik verursachen oder die Bildung von Gasfallen ermöglichen. Bei erfolgreicher Oberflächenbehandlung vergrößert sich die Metalloberfläche. Dies führt zur Ausbildung einer größeren Anzahl von Ankerpunkten während des keramischen Brennvorgangs. Die Haftfestigkeit steigt an [2].

2.3.1.2 Chemische Verbundkräfte

Da Keramiken kovalente und in geringen Mengen ionische Bindungen ausbilden, dagegen aber in Legierungen metallische Bindungen vorherrschen, ist eine chemische Wechselwirkung zwischen beiden Werkstoffen direkt nicht möglich. Erreicht wird der chemische Verbund von Metall-Keramik-Systemen durch Haftoxide, die mit den „keramischen“ Siliziumatomen Sauerstoffbrücken ausbilden [12, 71, 115].

Als Haftoxidbildner werden Legierungsbestandteile bezeichnet, die trotz ihrer Löslichkeit während der keramischen Schmelzphase immer retentiv und adhäsiv mit dem Metallgerüst verbunden bleiben. Als Oxidbildner (Tracer) werden Edelmetall-

legierungen geringe Mengen an unedlen Metallen wie z. B. Gallium, Indium und Zinn zugegeben [40]. Bei edelmetallfreien Legierungen übernimmt Chrom die Funktion des „Tracers“. Die oberflächlichen Traceratome werden im Verlauf des keramischen Verblendprozesses zu Metalloxiden oxidiert [134].

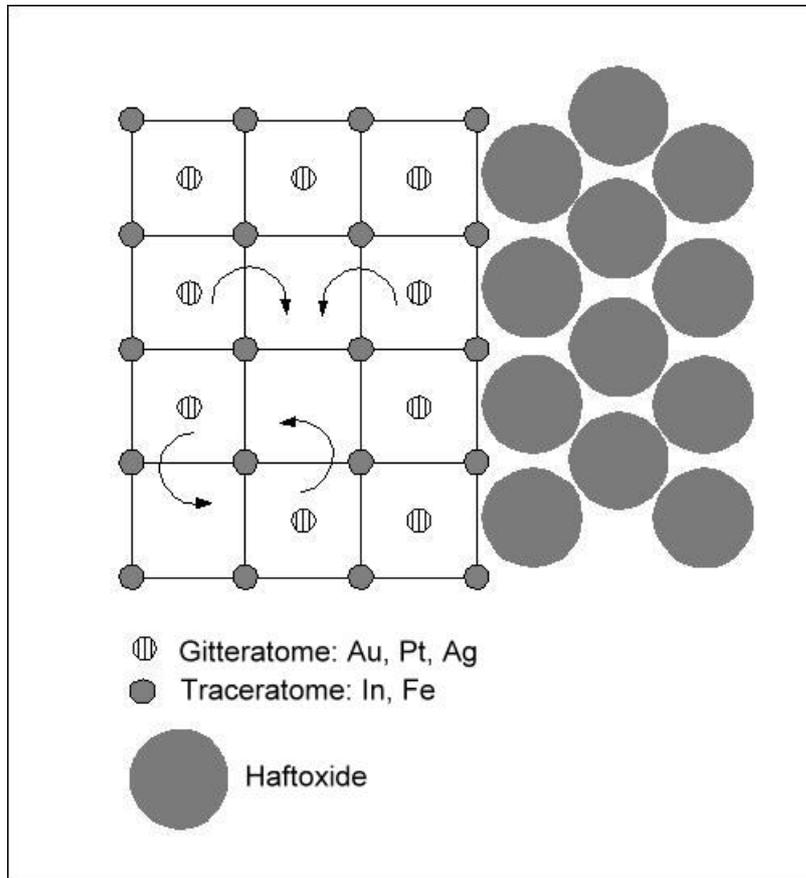


Abbildung 1: Wirkungsweise von Haftoxiden bei EM-Legierungen [18]

Neben der Haftoxidbildung allgemein, ist auch die Schichtstärke ein entscheidendes Kriterium für die Qualität des Verbundes. Je nach Dauer und Höhe der Verarbeitungstemperatur, bildet sich eine dünne oder dicke Oxidschicht. Dünne Schichten neigen bei Belastung verstärkt zum Bruch, dickere Oxidschichten können als Trennschicht fungieren und führen dann im Biegeversuch nach SCHWICKERATH zum Absprennen der Aufbrennkeramik. Im Idealfall bilden Sauerstoffbrücken eine Verbindung zwischen der Oxidschicht auf dem Metallgerüst und der Vollkeramik. Je retentiver die Metalloberfläche, desto größer ist die korrespondierende Oberfläche und damit die Wahrscheinlichkeit molekularer Verbindungen. Eine hohe Anzahl an „Brückenbildungen“ zwischen Metalloberfläche

der Metalloxidschicht und der keramischen Verblendmasse steigert die Haftfestigkeit des Verbundsystems [6, 115, 117]. 1969 gelang LAUTENSCHLAGER zum ersten Mal der Nachweis dieser Mischoxidschicht [65].

2.3.1.3 Adhäsive Verbundkräfte

Der adhäsive Verbund wird durch zwischenmolekulare Anziehungskräfte, den Van-der-Waals-Kräften, ermöglicht. Van-der-Waals-Kräfte werden als nicht-kovalente, intermolekulare Wechselwirkungen durch Dipolkräfte und Wasserstoffbrücken bezeichnet. Dipolkräfte erklären sich durch die Anziehung von Molekülen mit stark unterschiedlichen Elektronegativitäten. Obwohl die Haftfestigkeit des adhäsiven Verbundes 1000-fach geringer ist als die der chemischen Bindung, bilden die Van-der-Waals-Kräfte bei der Benetzung der Metalloberfläche mit den keramischen Verblendmassen eine entscheidende Aufgabe bei der Verbundherstellung [6, 83, 122].

2.3.2 Bedeutung der Verbundkräfte für Metall-Keramik-Verbundsysteme

Die Bedeutung der einzelnen Parameter des Metall-Keramik-Verbundsystems wird von EICHNER '79 [23] folgendermaßen gewichtet:

1. Chemische Kräfte:	50 %
2. Kontraktionskräfte:	26 %
3. Mechanische Retentionskräfte:	22 %
4. Adhäsive Kräfte:	2 %

2.4 Vollkeramische Systeme

In der Zahnmedizin erfreuen sich vollkeramische Systeme seit Jahren zunehmender Beliebtheit. Dank ihrer Materialeigenschaften garantieren sie eine hohe Biokompatibilität und ermöglichen einen ästhetisch anspruchsvolleren Zahnersatz als herkömmliche Metall-Keramik-Verbundsysteme [120]. Anfänglich wurde ein Großteil der vollkeramischen Restaurationen im Bereich der Frontzähne eingegliedert. Ein Hauptgrund hierfür liegt in der hohen Transluzenz und in der damit verbundenen hohen ästhetischen Wertigkeit, die im Frontzahnbereich für den Patienten besonders wichtig ist. Als weiterer Grund ist die zum Teil geringe Festigkeit für Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Vollkeramiken für komplexe Restaurationen im Seitenzahnbereich bestehen derzeit aus einem Gerüst von Metalloxid- oder Infiltrationskeramik und einer Verblendung aus Silikatkeramik. Somit ist die Vollkeramik auch ein Verbundsystem ähnlich traditioneller Metallkeramik- Verbundsysteme. Die Gerüstkeramik bildet hierbei eine mechanisch hochbelastbare Grundstruktur, die durch eine transluzente und abriebfeste Verblendkeramik veredelt wird. Die Möglichkeiten der CAD/CAM- Technologie erlauben mittlerweile eine schnelle und präzise Herstellung von Gerüstkeramiken. Dabei werden die benötigten Daten von einer Wachsmodelation abgetastet oder einfach eingescannt, um so aus industriell hergestellten Keramikblöcken die gewünschte Gerüstform des Zahnersatzes herauszufräsen [64, 77]. Somit bilden heutzutage Vollkeramiksysteme eine solide Basis für festsitzenden prothetischen Zahnersatz im gesamten Mundraum.

2.4.1 Einteilung der Vollkeramik

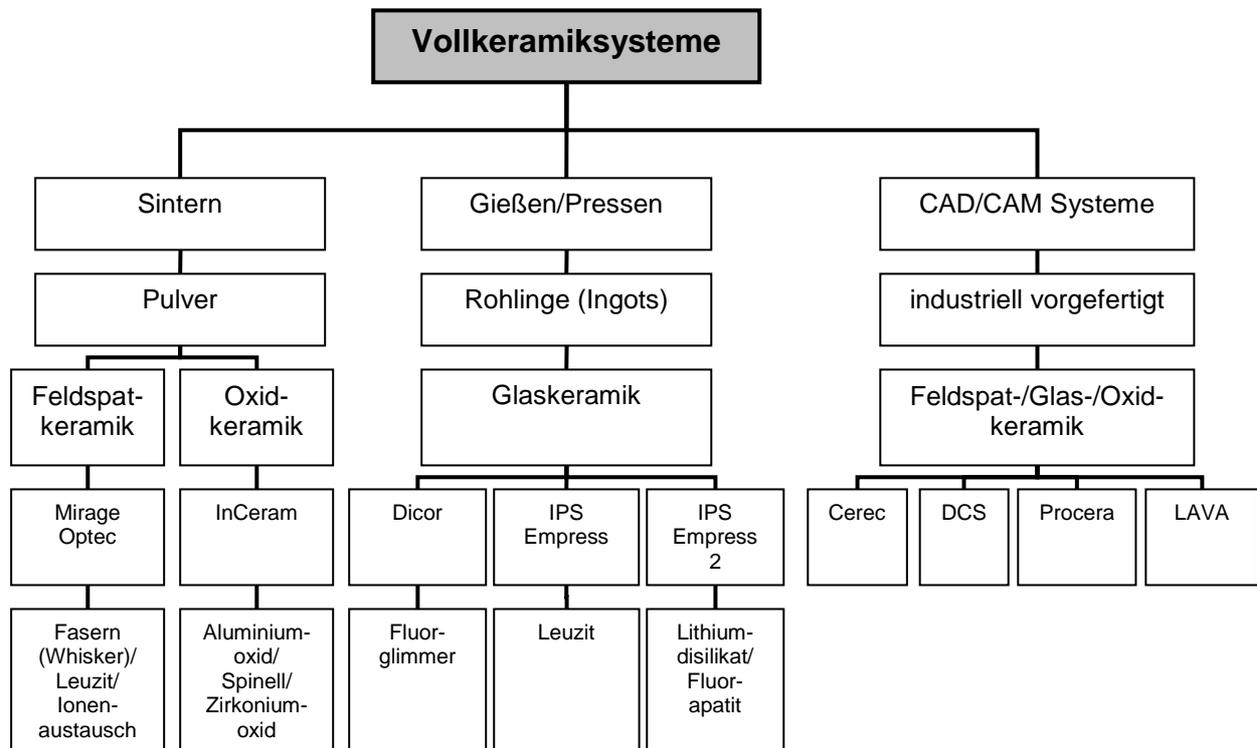


Abbildung 2: Übersicht über die aktuellen Dentalkeramik- Systeme nach POSPIECH [88]

2.4.2 Gerüstkeramik

Als Gerüstkeramiken werden Infiltrationskeramiken oder Oxidkeramiken verwendet. Bei Infiltrationskeramiken wird im Verlauf des Brandvorgangs die Aluminiumoxidbasis durch Kapillarkräfte in ein opakes glasinfiltriertes Aluminiumoxidkeramikgerüst umgewandelt. Durch weitere Zugabe von glasinfiltriertem Aluminiumoxid (InCeram Alumina) oder glasinfiltriertem zirkoniumdioxidhaltigen Aluminiumoxid (InCeram Zirkonia) lassen sich die Eigenschaften der Gerüste variieren [90].

Oxidkeramiken besitzen eine polykristalline Struktur, welche wiederum vorwiegend aus einphasigen und einkomponentigen Metalloxiden bestehen. Aus den hohen Sintertemperaturen ($> 1400\text{ °C}$) der Oxidkeramiken resultiert ein sehr geringer Glasanteil, der wiederum zu der hohen Opazität von Gerüstkeramiken führt. Allgemein charakteristisch für Gerüstkeramiken sind ihre hohe Kompatibilität im menschlichen Organismen, die hohe Biegefestigkeit, Bruchfestigkeit und Bruchzähigkeit [69].

Somit bildet die Gerüstkeramik eine Alternative zu den herkömmlichen Metallgerüsten von Metall- Keramik- Verbundsystemen. Allerdings ist die Gerüstkeramik immer nur in Kombination mit der Verblendkeramik zu verwenden, da so ihre hohe Härte und Opazität funktionell und ästhetisch ausgeglichen werden können.

2.4.3 Verblendkeramik

Neben der ästhetischen Reproduktion von zerstörter Zahnhartsubstanz bestehen die Aufgaben von keramischen Verblendmassen in der Minimierung von kaukraftbedingten Abrasionen [73], der Verhinderung von Korrosion durch Bestandteile des Speichels und dem Standhalten allgemeiner Temperaturschwankungen [139].

Allgemein werden Gerüstmaterialien mit keramischen Massen schichtweise verblendet. Dabei beeinflussen sowohl die Schichtstärke der Keramik, als auch die Anzahl der Keramikbrände die mechanischen Eigenschaften des Verbundsystems. Je größer die Schichtstärke der Verblendkeramik, desto stärker werden die Spannungsdifferenzen innerhalb des Werkstoffs. Die Schichtstärke der Verblendkeramik verhält sich proportional zur radialen Zugspannung innerhalb der Verblendung. Weitere Brennvorgänge fördern die Neubildung von Leuzit und dies führt zur Erhöhung des WAK der Verblendkeramik [117]. Auch reduzieren zusätzliche Korrektur- bzw. Glasbrände die Biegefestigkeit des entstehenden Werkstoffs [125]. Jeder Brand lässt sich in Phasen einteilen. Für alle Keramikarten gibt es während dieser Phasen spezifische, auf das einzelne Keramiksystem abgestimmte Brände [22].

In der ersten Phase wird die Keramik bis knapp unterhalb der Sintertemperatur erwärmt. Ziel ist es, während dieser Vortrocknungsphase, durch das Verdampfen aller flüssigen Bestandteile des Keramikschlickers, das Volumen der Verblendmasse zu reduzieren und Gaseinschlüsse zu vermeiden. Sollten Gaseinschlüsse auf der gesinterten Keramik verbleiben, dann würde dies deren Homogenität und Stabilität reduzieren.

Nachdem die Anfangsphase abgeschlossen ist, wird die Vortrocknungstemperatur langsam auf das Niveau der Sintertemperatur erhitzt. Ein sofortiges Erhitzen des Keramikschlickers auf Sintertemperatur hätte zur Folge, dass die Flüssigkeit unterhalb einer bereits gesinterten Keramikoberfläche explosionsartig verdampfen könnte. In der Sinterungsphase bildet sich nun aus dem Kalium-Feldspatanteil der Keramik geschmolzenes, glasartiges Siliziumdioxid und kristallines Leuzit. Leuzitkristalle können mit ihren hohen WAK-Werten mögliche Differenzen zu Gerüstmaterialien minimieren [59]. Um eine übermäßige Leuzitbildung zu vermeiden, sollten die spezifischen zeitlichen und thermischen Werte nicht überschritten werden [12]. Ein zunehmender kristalliner Leuzitanteil der Keramik steht im direkten Zusammenhang zu abnehmender Transluzenz und einem ansteigenden WAK. Bei Erwärmung dehnen sich Kristalle stärker aus als Gläser. Diese Tatsache führt auch beim späteren Erkalten dazu, dass es auf Grund von hohen Druckspannungen zu Rissbildungen und Abplatzungen kommen kann [32, 92]. Die exakte Abstimmung des WAK von Verblendkeramik und Gerüstmaterial ist entscheidend für die nachhaltige Belastbarkeit des Verbundsystems [11, 105, 111].

In der abschließenden Abkühlphase ist ein kontrolliertes, langsames Absenken der Temperatur entscheidend für den Wandel der Siliziumdioxidschmelze in eine geordnete Leuzitkristallgitterstruktur. Eine zu schnelle Veränderung des Aggregatzustandes verhindert die Ausbildung von komplexen Molekülgruppen. Als Folge würden sich mehr amorphes Glas und weniger Leuzit ausbilden.

2.4.3.1 Konventionelle Verblendkeramik

Konventionelle Verblendkeramiken entsprechen zum Großteil leuzitverstärkten Silikatkeramiken. Bei Aufbrenntemperaturen von 930 °C – 980 °C können Legierungen mit einem Schmelzpunkt ab ca. 1080 °C durch hochschmelzende keramische Massen verblendet werden [50].

2.4.3.2 Hochexpansive Verblendkeramik

In der zahnärztlichen Prothetik wird der Begriff der hochexpandierenden Verblendkeramik synonym mit der Bezeichnung einer niedrignschmelzenden Aufbrennkeramik (LFC) angewendet. Als hochexpandierende Verblendkeramiken werden keramische Werkstoffe bezeichnet, deren WAK bereits bei einer Brenntemperatur von ca. 700 °C zur Verblendung bestimmter Legierungen ausreicht. Ermöglicht wird diese Materialeigenschaft durch die Zugabe von netzwerk-trennenden Stoffen, welche eine reduzierte Schmelzphase bedingen. Eine Stabilisierung des WAK der Verblendkeramik wird durch die Zugabe von alkalischem Oxid erreicht. [50, 61].

2.4.3.3 Press- on- Keramik

Das so genannte Press- on- Verfahren hat sich in der Zahntechnik in den vergangenen 20 Jahren etabliert. Bei dieser Herstellungstechnik wird ein Modell aus Kunststoff oder Wachs eingebettet und anschließend ausgebrannt. In die entstandene Hohlform (Lost-wax-Verfahren) wird in einem speziellen Ofen plastifiziertes, verstärktes Glaskeramikmaterial verpresst [58, 76].

Der hohe Pressdruck in Verbindung mit standardisierten, industriell hergestellten Keramikrohlingen erlauben eine hohe Transluzenz und Homogenität der Restauration. Ebenso ergibt sich durch die fehlende Sinterschrumpfung konventioneller Verblendvorgänge eine hohe Präzision. Diese Eigenschaften erlauben dem Einsatz von Press-on-Keramik als Verblendmaterial für alle Arten von restaurativem Zahnersatz.

2.4.4 Haftverbund der Vollkeramiksysteme

Der Haftverbund von gesinterten vollkeramischen Massen bildet sich zwischen der Gerüst- und Verblendkeramik. Ähnlich den Metall- Keramik- Verbundsystemen wird bei der Vollkeramik eine Verbindung durch die Benetzung der Gerüstoberfläche mit

der keramischen Verblendmasse erzeugt. Neben der Tatsache, dass die Gerüste nicht aus Metalllegierungen sondern aus mechanisch hochfestem, dicht gesinterten Oxidkeramiken bestehen, unterscheiden sich die Systeme auch in der Art der Retention. Während bei Verbindungen zwischen Metall und Keramik Makroretentionen eine wichtige Rolle spielen, sind in der Vollkeramik Mikroretentionen ein entscheidender Verbundbildner. Diese mikromechanischen Verbindungen können anhand von rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen gezeigt werden [112].

Neben den Mikroretentionen ist auch die Differenz zwischen den WAK- Werten der beiden keramischen Massen während des Sinterprozesses entscheidend. Die Anpassung der WAK beider Verbundpartner hat großen Einfluss auf die Stabilität der Vollkeramik. Beim Verblendvorgang sollte das Gerüstmaterial ein um 10 % - 15 % niedrigeren WAK als das Verblendmaterial besitzen. Im Verlauf der Abkühlungsphase gerät die Verblendkeramik unter Druckspannung und steigert so die Verbundfestigkeit [35].

Obwohl der keramische Brand bei Metall- Keramik- Systemen und Vollkeramiksystemen nahezu analog verläuft, ist die Bedeutung des thermischen Zusammenspiels der keramischen Massen bei der Vollkeramik größer. Ist eine optimale Abstimmung der beiden WAK nicht gegeben, dann können die entstehenden Druckspannungen des Verblendmaterials nicht durch elastische oder plastische Oberflächenrelaxation der starren Gerüstkeramik abgebaut werden. Die Folge wären Risse und Abplatzungen [124].

2.5 Anforderungen an keramische Verbundsysteme

Die komplexen Anforderungen, denen Zähne und Zahnersatz in der Mundhöhle ausgesetzt sind, lassen sich in mechanische- und chemische Anforderungen unterscheiden.

2.5.1 Mechanische Anforderungen

Die mechanischen Anforderungen an keramische Verbundsysteme in der Mundhöhle werden hauptsächlich von den Kaukräften bestimmt. Die Belastbarkeit des Haftverbundes zeichnet sich durch die Bruchfestigkeit, das Elastizitätsmodul, die Biegefestigkeit und die Bruchzähigkeit des Systems aus. Dabei gilt die Bruchfestigkeit als ein Maß für die Belastung, welche eine Restauration ertragen kann ohne zu brechen [42]. Mit dem E-Modul wird der Widerstand von Werkstoffen gegen ihre elastische Verformung bezeichnet [52]. Die Biegefestigkeit ist die Grenze der elastischen Belastbarkeit der Dentalkeramik, und gibt somit die maximale ertragbare mechanische Spannung des Werkstoffs an [63]. Die Bruchzähigkeit ist der Widerstand, den ein Werkstoff aufbringen muss, um das Fortschreiten einer bereits vorhandenen Rissbildung zu unterbinden [69].

Übersteigen die Kaukräfte die genannten mechanischen Widerstände, dann führt dies zur Auflösung des Verbundsystems. Über die Höhe dieser Kaukräfte finden sich in der Fachliteratur zahlreiche unterschiedliche Angaben. In der Studie von SCHWICKERATH und COCA werden Messwerte von 400 N für Einzelkronen genannt [107]. KÖRBER und LUDWIG haben Kaukräfte im Frontzahnbereich von 150 N bis 200 N ermittelt [57]. KELLY [53] beschreibt Ergebnisse bei Bruxismuspatienten von 800 N und CANABARRO spricht in seiner Untersuchung von Maximalwerten, die bei 1000 N liegen [9].

Aus den vorliegenden Studien ergibt sich für diese Untersuchung ein Durchschnittswert der maximalen Kaukraft für den Frontzahnbereich von 400 N. Diesem Wert liegen Erkenntnisse von PAPHANGKORAKIT und OSBORN [86] zugrunde, welche Kaukräfte im Frontzahnbereich von 50 bis 240 N ermittelt haben. Unter Berück-

sichtigung einer These von TINSCHERT zufolge, sollte dieser ermittelte Wert der maximalen Kaukraft noch mal um 200 N erhöht werden, da sich die Anfangsfestigkeit von Keramiken um nahezu die Hälfte verringert [123]. Nach dieser Berechnung liegt die erwartete Maximalbelastung für Gerüstmaterialien im Frontzahnbereich bei ca. 400 N und im Seitenzahnbereich bei ca. 1000 N [69].

Die von TINSCHERT errechneten Grenzwerte sind aber keineswegs unumstritten. Untersuchungen von WISKOTT, NICHOLLS und BELSER fordern für den Grenzwert eine Verdreifachung des klinischen Ausgangswertes, um somit eine Dauerbelastbarkeit der Werkstoffe zu gewährleisten. Diese Forderung und die Berücksichtigung der Tatsache, dass Kaubelastungen im Mund weder linear noch kontinuierlich verlaufen, verdeutlicht die Problematik einer exakten Grenzwertfindung für Kaukräfte [136].

2.5.2 Chemische Anforderungen

Der pH-Wert des Speichels liegt bei 6,7-6,8 [66]. Durch die Nahrungsaufnahme (z. B. Obst) kann dieser Wert kurzzeitig auf einen pH von 2-3 absinken. Bei solchen pH-Werten kann es zur Korrosion am Metallkeramikverbund kommen. Als Korrosion wird die Reaktion von Metallen mit ihrer Umgebung bezeichnet [109]. Die Korrosion von Legierungen im Mundraum hat direkten und negativen Einfluss auf die Biokompatibilität und die Stabilität des gesamten Werkstoffs. Neben der Korrosion hat ein niedriger pH-Wert auch Einflüsse auf die Löslichkeit der Keramik und die generelle Stabilität der Verbundzone.

2.5.3 Thermische Anforderungen

Bei einem gesunden Menschen liegt die normale Körperkerntemperatur zwischen 35,8 °C und 37,2 °C [91]. In der Mundhöhle ist die Körpertemperatur häufigen Änderungen ausgesetzt (Nahrungsaufnahme, Sprechen,...). Diesen natürlichen Schwankungen ist auch Zahnersatz ausgesetzt. Daher ist die Temperaturwechselbeständigkeit eines Metall-Keramik-Verbundsystems ein wichtiges Anforderungs-

kriterium. Grundsätzlich gilt, je geringer die Druckspannung, desto größer die Toleranz bei häufigem Temperaturwechsel [126].

2.5.4 Biokompatibilität

Die Biokompatibilität ist gleichzusetzen mit der Gewebeverträglichkeit und beschreibt das Zusammenpassen von Werkstoff (Material) und biologischem Gewebe [42].

Keramiken gelten allgemein als gewebeverträglich. Lediglich im marginalen Übergang zwischen restaurativem Zahnersatz und der verbliebenen Zahnhartsubstanz kann es im Bereich der Befestigungsschicht zu Reaktionen mit den umgebenden Strukturen kommen. Die glatte Oberfläche der Keramik verhindert eine hohe Plaqueakkumulation [1].

2.6 Verfahren zur Gerüsterstellung

2.6.1 Gussverfahren

Als Guss wird allgemein die „Überführung der Schmelze in die Muffel“ definiert [25]. Dabei werden die Gussverfahren nach Art und Intensität dieses Vorgangs unterschieden. Unterteilt werden die Verfahren in den statischen Guss, den Schleuderguss, den Druckguss und den Vakuum-Druckguss.

Da der statische Guss ausschließlich die Schwerkraft nutzt, braucht es im Vergleich zu anderen Gussverfahren eine größere Metallmenge, um die Oberflächenspannung der Schmelze zu überwinden. Der Schleuderguss ist auf eine schnelle Rotation angewiesen, damit eine ausreichende Zentrifugalkraft die Schmelze in die Muffel pressen kann. Die Zentrifugalkraft ermöglicht dem Gussobjekt Porenfreiheit und eine gute Formfüllung. Legierungen mit einer hohen Dichte lassen sich mit dem Schleudergussverfahren erfolgreich gießen [78].

Beim Druckguss pressen Gase mit hoher Kraft die Schmelze in die Einbettmasse. Durch eine ergänzende Evakuierung des Gussraumes ergibt sich das Vakuum-Druckgussverfahren. Das Vakuum des Gussraumes kann die Aufnahme von Gasen beim Giessvorgang und dadurch bedingt die Bildung von Mikroporositäten des

Gusses begünstigen. Von Vorteil ist dagegen die Unabhängigkeit dieses Guss-systems gegenüber der Dichte des Gussmetalls.

2.6.2 Galvanotechnik

Die Galvanotechnik ist nach dem italienischen Arzt LUIGI GALVANI benannt und wird definiert als elektrochemische Abscheidung von metallischen Niederschlägen auf Substraten.

In einer elektrolytischen Flüssigkeit lagern sich durch das Fließen des elektrischen Stromes Metallionen der Anode an der Kathode ab. Die Stärke der abgelagerten Metallschicht ist abhängig von der Dauer des galvanischen Prozesses und der Höhe des elektrischen Stroms [47].

In der Zahnmedizin findet das galvanische Prinzip bei Restaurationen von Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich seine Anwendung [33]. Dabei erreichen die Feingoldkappchen Schichtdicken von durchschnittlich 0,2 mm. Zudem ergibt sich eine sehr hohe Passgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der Metallgerüste [129].

2.6.3 CAD / CAM-Technologie

Die Begriffe CAD (Computer Aided Design) und CAM (Computer Aided Manufacturing) bezeichnen als Kombination einen Prozess, bei dem eine computer-gesteuerte Berechnung eines Entwurfmodells direkt an einen automatisierten Fertigungsprozess übermittelt wird [118]. Dabei können sich die Fertigungsprozesse stark unterscheiden. Grundsätzlich werden CAM-Verfahren in additive- und subtraktive Herstellungsprozesse eingeteilt. Bei additiven Verfahren handelt es sich um aufbauende Modellfertigungen, die Materialien in automatisierten Arbeitsschritten miteinander verbinden und so ein spezifisches Modell „heranwachsen“ lässt. Bei subtraktiven Verfahren handelt es sich hingegen um eine abtragende Art der Modellfertigung, die eine spezifische Struktur aus dem gewünschten Materialblock heraustrennt.

Ziel von Anwendungen dentaler CAD/CAM-Systeme ist die Umsetzung präziser und qualitativ hochwertiger Restaurationen in einer möglichst kurzen Zeitspanne.

2.6.3.1 STL

Die Abkürzung STL steht für Stereolithografie und bedeutet übersetzt „räumliches Schreiben“. Bei der Stereolithografie handelt es sich um ein additives Verfahren, welches das gescannte Objekt schichtweise auf einer Trägerplatte aufbaut, indem computergesteuert durch mehrere geradlinig angeordnete Düsen exakt dosierte Mengen an UV-empfindlichen Photopolymeren „aufgesprüht“ werden. Der Modellwerkstoff wird unmittelbar nach dem Auftreffen auf dem Objekt („Aufdrucken“) durch UV-Strahlung polymerisiert. In Abhängigkeit der Prüfkörpergeometrie bedarf es zur Stabilisierung des ausgehärteten Kunststoffes spezieller Stützwachse. Die Wachse erlauben dem Kunststoff die Anfertigung komplexer Überhänge und detailgetreue Oberflächen. Nach Abschluss des Herstellungsprozesses wird das Stützgerüst aus Wachs durch Erwärmung aufgelöst. Zurück bleibt ein standardisiertes Käppchen, welches eine einheitliche Gerüsterstellung gewährleistet.

2.6.3.2 SLM

SLM ist die Kurzform von „selective laser melting“ und bedeutet „selektives Laserschmelzen“. Dieses Strahlschmelzverfahren ermöglicht die schnelle Produktion identischer zahntechnischer Werkstoffe aus Hochgoldlegierungen, Kobalt-Chrom-Legierungen und Titan. Dabei wird Metallpulver in verschiedenen Schichten entsprechend der vorgegebenen Restauration mit einem Laserstrahl verschmolzen und somit eine schichtweise, feste Materialschicht gebildet [62, 96, 118]. Nach jeder neuen Materialschicht wird der Boden automatisch abgesenkt und neues Pulver aufgebracht, das je nach Modellform an definierten Stellen selektiv verschmolzen wird, bis hin zur vollständigen Modellfertigung.

2.6.3.3 Frästechnik

Die Frästechnik ist eine abtragende Fertigungsform, bei der ein Modell vollautomatisiert aus einem Werkstoffblock herausgefräst wird. In der zahnärztlichen Werkstoffkunde finden überwiegend Materialien aus Metall oder Vollkeramik ihre Anwendung. Aufgrund der hohen Wärmeentwicklung während des Fräsvorgangs benötigt dieses

Fertigungsverfahren eine ausreichende Kühlung, um Risse und Sprünge am fertigen Modellwerkstoff zu vermeiden.

2.7 Zahntechnische Testverfahren zur Prüfung des Haftverbundes

Um einen möglichst langfristigen, klinischen Erfolg von verblendetem Zahnersatz zu gewährleisten, sind zahntechnische Prüfverfahren vor der Eingliederung beim Patienten unverzichtbar. Zudem wird durch das MPG gesetzlich „grundlegende Anforderungen“ an neu entwickelte Materialien für die klinische Anwendung gestellt [117]. Somit ist das Ziel solcher Prüfungen, Ergebnisse zu erreichen, die aussagekräftig, zweckdienlich und reproduzierbar sind [132].

Neben der Biokompatibilität und den allgemeinen Materialeigenschaften gilt dabei dem Haftverbund von keramischen Verbundsystemen großes Interesse. Das Versagen des Haftverbundes ist eine häufige Ursache für Misserfolge von keramisch verblendetem Zahnersatz. Im Mundraum sind keramische Verbundsysteme vielen unterschiedlichen Belastungen ausgesetzt. Trotz internationaler Bestrebungen ist es derzeit noch nicht möglich, diese Belastungen mittels eines einheitlichen Tests zu simulieren. In der Literatur sind verschiedene Prüfmethoden beschrieben, welche die Widerstandsfähigkeit des Haftverbundes gegenüber unterschiedlichen Kräften testen.

Anhand der Versuchsanordnung lassen sich die zahntechnischen Testverfahren des Haftverbundes in mechanische-, thermische- und chemische Tests einteilen.

Tabelle 4: Übersicht der Prüfmethoden [81]

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

2.7.1 Mechanische Prüfmethoden

Die mechanischen Prüfungsmethoden werden weiter in Bruchlastversuche, Biegeversuche, Scherversuche, Zugversuche und Torsionsversuche unterschieden. Kombinationen verschiedener Prüfmethoden werden ebenfalls in der Literatur beschrieben.

2.7.1.1 Test nach VOSS (Bruchlastversuch)

Der Test nach VOSS ist ein Biegedruckversuch zur Ermittlung der Bruchlast. Die nach einem standardisierten Verfahren hergestellten und keramisch verblendeten Frontzahnkronen werden auf ebenfalls standardisierte und polierte Metallstümpfe zementiert. Die hergestellten Prüfkörper werden in einer vorgegebenen Halterung der Prüfvorrichtung befestigt und mittels eines Druckstempels in einem Winkel von 45° zur Achse des Zahnstumpfes belastet. Hierbei wird der Druck auf die Inzisalkante der Zahnkrone ausgeübt und kontinuierlich gesteigert. Bricht die Keramik, so wird der Wert der Druckbelastung registriert und als Versuchsergebnis gewertet [48].

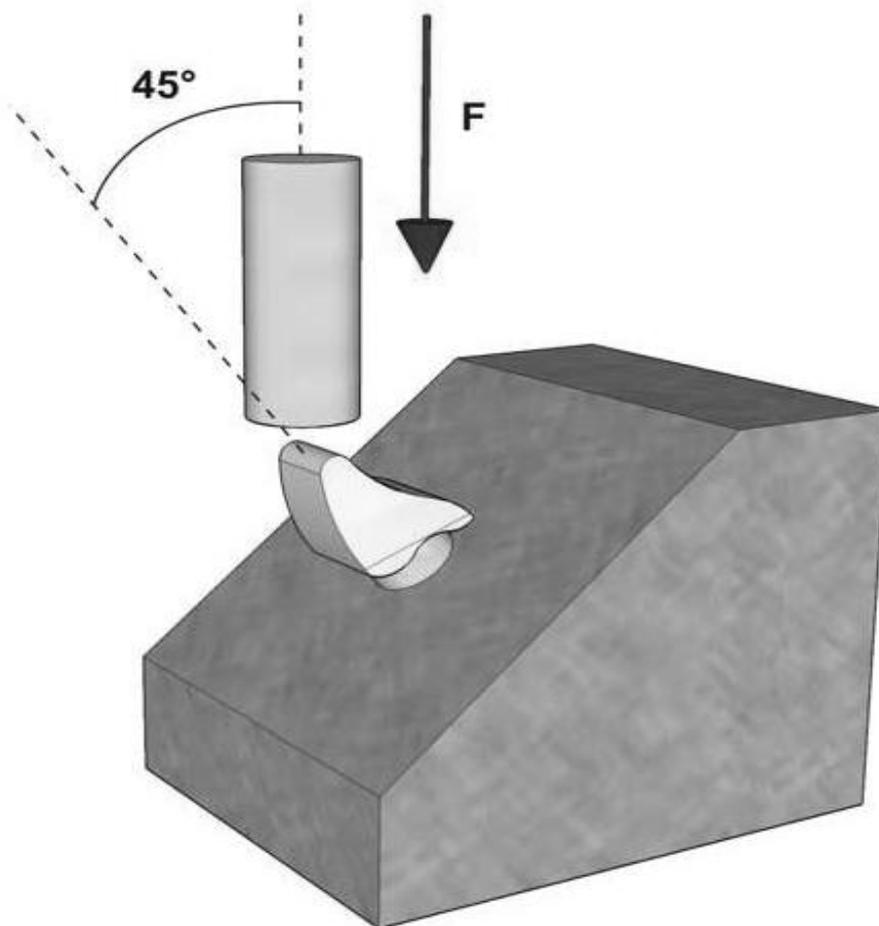


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des VOSS- Tests nach N.SCHWALBE [104]

Als Vorteil dieser Prüfungsmethode gilt die praxisnahe Simulation von Kräften, wie sie bei Kauvorgängen in der Mundhöhle eines Patienten auf Einzelkronen wirken. Der VOSS-Test untersucht nicht ausschließlich den keramischen Verbund sondern prüft den Zahnersatz als Ganzes.

Die aufwendige Prüfkörperherstellung bedingt eine nur eingeschränkt einheitliche und reproduzierbare Gestaltung der Kronen. Daraus ergibt sich als Nachteil des VOSS-Tests eine große Streuung der Messwerte [127, 128, 122]. Aufgrund der fehlenden Normierung des Testverfahrens ist ein Vergleich verschiedener Studien sehr differenziert zu betrachten. Gleichwohl dienen Auflistungen (Tabelle 5) aktueller Studien mit dem Prüfverfahren nach VOSS als Orientierung und Nachweis für die Richtigkeit bzw. Präzision der eigenen Messwerte.

**Tabelle 5: Zusammenfassung aktueller Untersuchungen mit dem VOSS-Test
[31, 39, 46, 81, 97, 104]**

	Haftverbundsystem (HVS)	Mittelwerte (in N)	Min.(N)	Max.(N)
in Arbeit Y.JACOBS an OK-Frontzahn 21	Metall-Keramik-HVS (EMF) (EM)	1114 (WB 280/Creation) 1956 (WBC/Omega 900) 1533 (BioPlatinLloyd/Resp.) 2203 (BegoCerG/Omega900)	707 972	2465 2750
2009 N.SCHWALBE an OK-Schneidezahn	Metall-Keramik-HVS (EMF) (EM)	992 (Wirocer Plus) 1987 (Wirobond SG) 626 (Bego Pal 300) 1051 (BioPontoStar XL)	711 324	3783 1382
2008 M.MIETKO an OK-Frontzahn 21	Metall-Keramik-HVS EMF (WBC) (unterschiedl.Lagerung)	1401 2836	592	3656
2007 M.GLIMM an OK-Schneidezahn	Metall-Keramik-HVS (EMF) Vollkeramik-HVS	703 (WBC+, Duc.Kiss) 1086 (WBC+, VM13) 1255 (BeCeCAD Circon)	380 712	1389 1595
2006 M.RUDOLPH an OK-Frontzahn 21	Metall-Keramik-HVS (lasergeschmolzen) (gegossen)	1887 (WBC+) 2080 (WBC)	1359 1232	2606 3377
2005 S.FRANZKOWIAK OK-Eckzahn (im CICERO-Verfahren)	Vollkeramik-HVS (Synthoceram/Sintagon) (Zircagon/Zircagon)	1045 2972	980 2274	1202 3732

2.7.1.2 Test nach SCHWICKERATH (Drei-Punkt-Biegeversuch)

Der Test nach SCHWICKERATH ist ein häufig angewandtes Prüfverfahren zur Ermittlung der Biegefestigkeit von metallkeramischem Haftverbund.

Er wird durchgeführt, indem nach genau definierten Größenvorgaben mittig auf ein Metallplättchen ein Keramikquader aufgebrannt wird. Der Prüfkörper wird auf zwei Auflagen platziert und axial belastet. Durch den zentralen Kraftangriff in einem Winkel von 90 Grad auf die unverblendete Seite der Probe, biegt Sie sich durch. Obwohl der Prüfkörper mit einem Druckstempel belastet wird, befindet sich der Haftverbund in der Zugzone. Die Kraft wird entsprechend gesteigert, bis sich die Keramikschicht ablöst.

Nach der DIN 9693 [20] gilt ein Metall-Keramik-Verbundsystem als klinisch geeignet, wenn die Druckkraft den Wert von 25 MPa überschreitet. Der Test erlaubt zudem Vergleiche zwischen verschiedenen Metall-Keramik-Systemen untereinander und ermöglicht eine gute Untersuchung über den Verbund zwischen Opaquer und Metall [67].

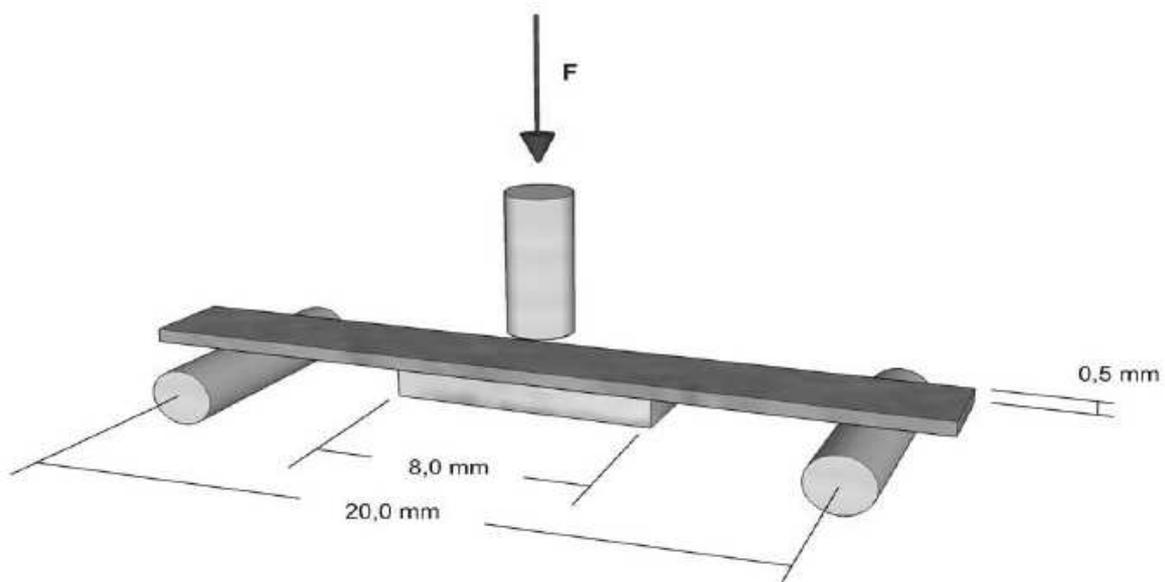


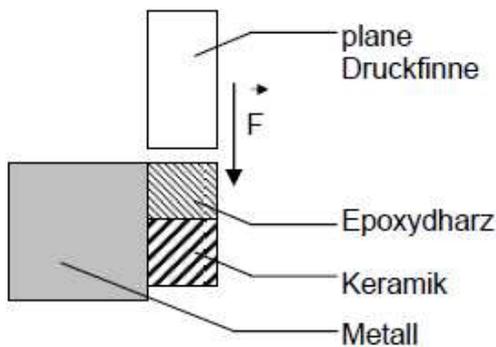
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des SCHWICKERATH-Versuchs nach N.SCHWALBE [104]

2.7.1.3 Test nach SCHMITZ/SCHULMEYER (Abscherversuch)

Die Prüfanordnung nach SCHMITZ-SCHULMEYER basiert auf einem Metallwürfel mit einer definierten Kantenlänge von 6 mm. Dieser Würfel wird auf seiner Stirnfläche mit einer Länge und Dicke von 3 mm und einer Breite von 6 mm keramisch verblendet. Nachdem der Prüfkörper in einer speziellen Vorrichtung fixiert wurde, erfolgt die axiale Belastung mittels einer planen Druckfinne. Die Belastung wird bis zum Versagen des Haftverbundes gesteigert.

Dieser Druckscherversuch dient der Ermittlung der maximalen Scherspannung des Verbundsystems [79, 101].

„original“ nach SCHMITZ und SCHULMEYER



modifiziert nach SCHULMEYER

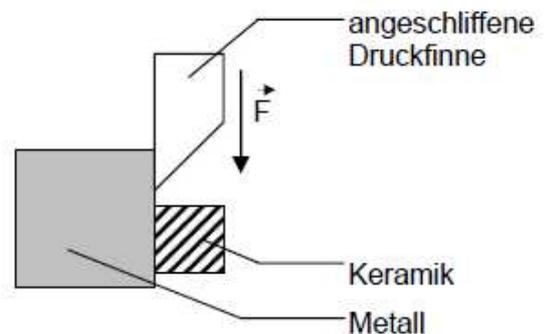


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des Abscherversuchs nach C.REINSCH [93]

2.7.1.4 Test nach NALLY/BERTA (Zugversuch)

Das Prüfverfahren nach NALLY/BERTA wird aus zwei Metallstäben gebildet, die an ihren Stirnseiten keramisch verblendet und dadurch miteinander verbunden sind. Diese Verbindung wird bis zu deren Auflösung unter ständig wachsender Zugspannung gesetzt.

Anhand des Verfahrens kann beurteilt werden, ob der Verbund auf chemischen, mechanischen oder physikalischen Effekten basiert [82, 101].

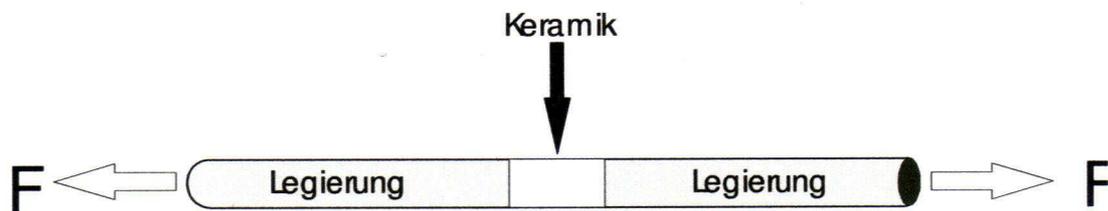


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des Zugversuchs nach NALLY/BERTA [82]

2.7.2 Vergleich der mechanischen Prüfmethode untereinander

Die Vielzahl an mechanischen Prüfmethode in der zahnärztlichen Werkstoffkunde ist ein deutliches Indiz dafür, dass kein übergeordnetes Testverfahren existiert, welches alle Fragen zu Haftverbundsystemen zufrieden stellend beantworten könnte. Vielmehr erfordern die komplexen Materialkombinationen und unterschiedlichen Verarbeitungsformen ein exakt auf die spezifischen Bedingungen abgestimmtes Verbundprüfverfahren.

Das bekannteste Prüfverfahren ist der Drei-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH. Diese Testung nach DIN 9693 [20] gibt detaillierte Hinweise über den Haftungsgrad von Verblendkeramiken auf Dentallegierungen. Obwohl häufig als „Standardtestverfahren“ bezeichnet, muss bei den ermittelten Messergebnissen beachtet werden, dass der Einfluss der Biegefestigkeit der entsprechenden Dentallegierung die Haftkraft des Verbundes verfälschen kann. Weiterhin ist zu bedenken, dass die Anwendung von standardisierten Prüfkörperplättchen nicht einer komplexen Anatomie von prothetischem Zahnersatz entsprechen kann. Auch ist eine Untersuchung der meisten vollkeramischen Systeme nicht möglich.

Vergleichbare Nachteile finden sich auch bei der Zugversuchsmethode nach NALLY/BERTA. Diese Prüfmethode gibt Aufschluss über die Art des Haftverbundes. Es kann gezeigt werden, ob die Haftung auf chemischen-, mechanischen- oder physikalischen Effekten basiert [82, 101].

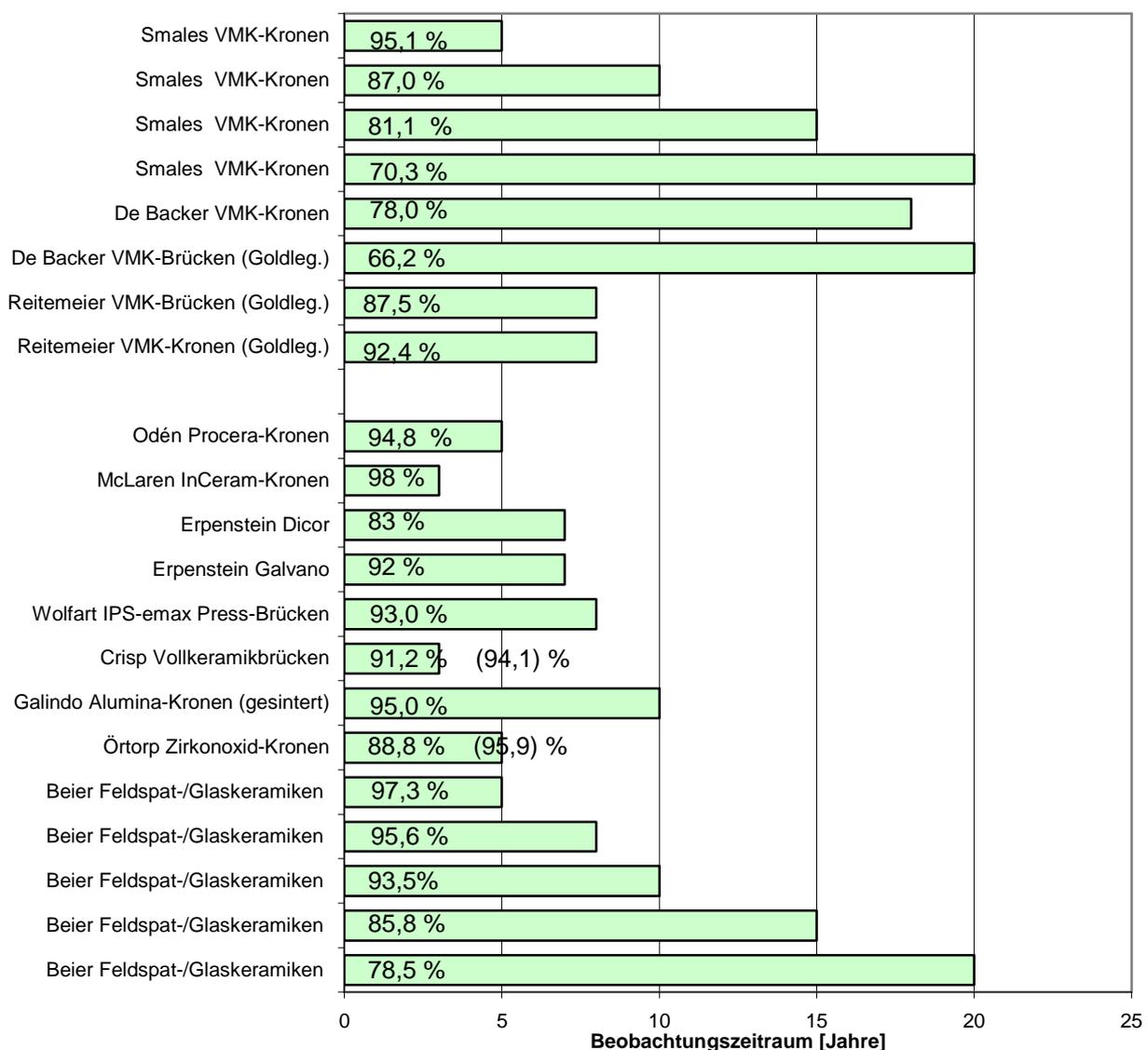
Hingegen verdeutlichen die Abscherversuche von SCHMITZ/SCHULMEYER die Abhängigkeit des Verbundsystems vom keramischen Brand und damit die Auswirkungen des WAK. Eine Belastung von Verblendkeramiken führt aufgrund der Sprödigkeit des Werkstoffs zu keiner elastischen Verformung im Bereich der Verbundzone und damit zu keiner Verzerrung der Messwerte. Allerdings ist dieses Testverfahren wegen seiner limitierten Aussagekraft der auf Metall-Keramik-Verbundsystemen beschränkten Anwendung und der wenig klinisch ausgerichteten Prüfungssituation nur eingeschränkt verwendbar.

Einzig das Testverfahren nach VOSS ist für alle Verbundsysteme anwendbar. Der VOSS-Test dient der Ermittlung der Bruchlast. Zudem ist es ein den klinischen Gegebenheiten angepasstes mechanisches Prüfverfahren. Dies gilt sowohl für die Fertigung der Prüfkörper, als auch für die Versuchsdurchführung. Als Nachteil erweist sich der manuelle Einfluss bei der Prüfkörperherstellung und die daraus resultierenden Schwankungen der Messergebnisse.

Abschließend ist festzustellen, dass es kein allgemeines Prüfverfahren für zahnärztliche Verbundwerkstoffe gibt bzw. geben wird, sondern nur entsprechend der Fragestellung spezifische Tests. Zur Absicherung von Testergebnissen können bzw. sollten mehrere Prüfmethode miteinander kombiniert werden. Dies gilt auch für chemische und thermische Prüfverfahren.

2.8 Klinische Untersuchungen

Das Balkendiagramm in Abbildung 7 zeigt eine Übersicht von in der Fachliteratur beschriebenen Überlebenswahrscheinlichkeiten unterschiedlicher Metall-Keramik- und Vollkeramiksysteme in Prozent bezogen auf verschiedene Beobachtungszeiträume. In der Auflistung enthalten sind die Langzeitstudien von MCLAREN und ERPENSTEIN. Sie umfassen Untersuchungen an Frontzähnen und Seitenzähnen, wobei in dem nachfolgenden Diagramm nur die Überlebensraten der Frontzähne berücksichtigt werden. Die detaillierten Angaben zu den dokumentierten klinischen Studien sind aus Gründen der Übersichtlichkeit im Anhang aufgeführt.



() – Überlebensrate ausschließlich Materialdefekte

Abbildung 7: Überlebenswahrscheinlichkeiten von Metall-Keramik- und Vollkeramiksystemen

3 Material und Methode

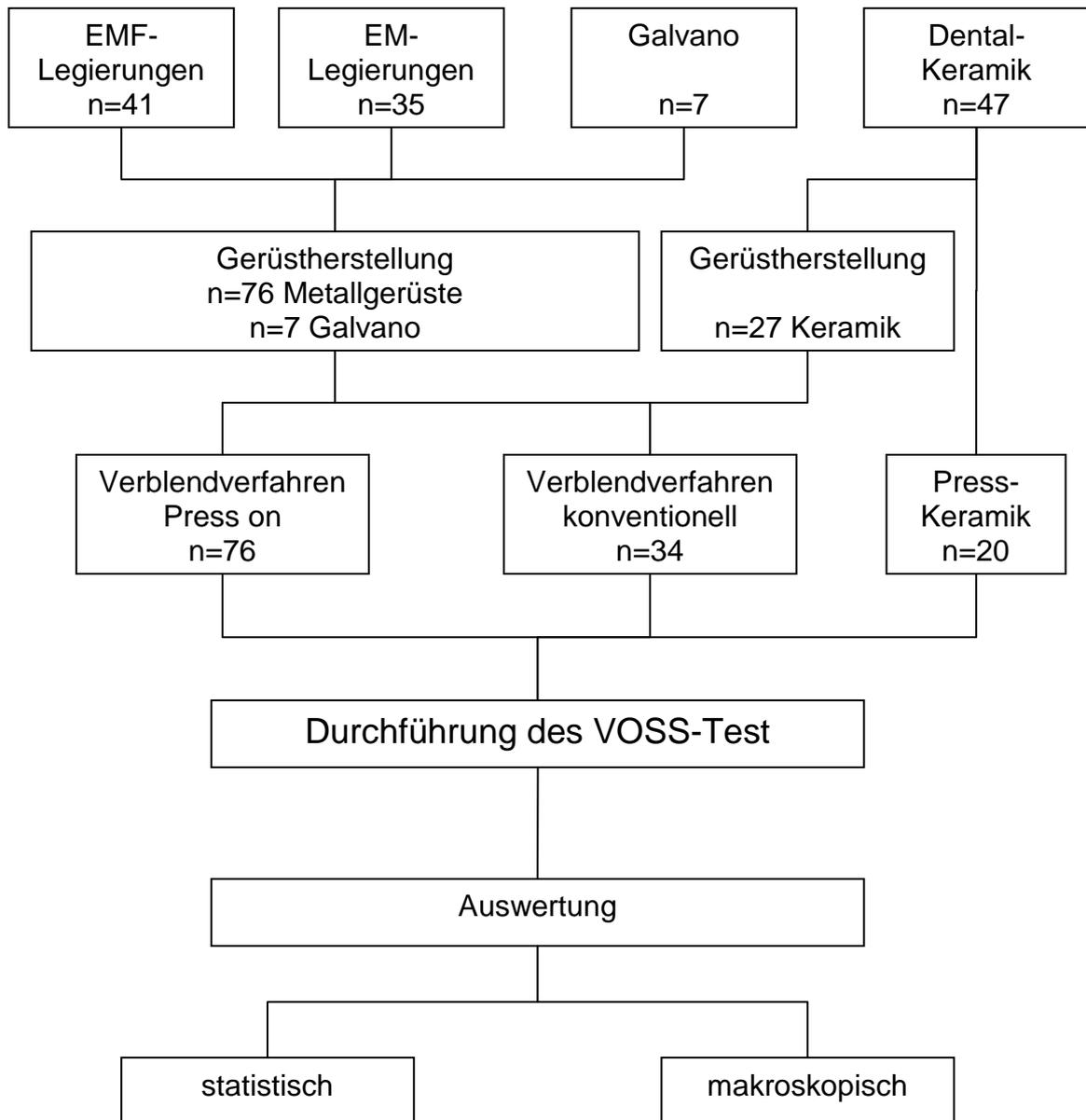


Abbildung 8: Versuchsdurchführung

3.1 Material

3.1.1 Legierungen

Bei den verwendeten Legierungen handelt es sich um Dentalprodukte der Firma BEGO aus Bremen. Diese Legierungen sind in diversen Studien untersucht worden und haben sich in der Praxis über Jahre bewährt.

Anhand ihrer Zusammensetzung und ihren Eigenschaften lassen sich die Legierungen unterscheiden. In den nachfolgenden Tabellen wurden EMF- und EM-Legierungen aufgrund ihrer Zusammensetzung unterteilt und aufgelistet. Nach einer weiteren Klassifizierung wurden die Eigenschaften jeder einzelnen Legierung tabellarisch dargestellt.

3.1.1.1 Zusammensetzung der verwendeten Legierungen

Tabelle 6: Zusammensetzung der EMF- Legierungen

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	
Wironit	63		30	5				1,1	<1	<1		

Tabelle 7: Zusammensetzung der verwendeten EM- Legierungen

Legierung	Legierungsbestandteile in %											
	Au	Ag	Pt	Pd	Cu	Sn	Zn	In	Rh	Fe	Mn	sonstige
Bio Pontostar	87		10,6				1,5					Rh, Mn, Ta
Bio Pontostar XL	86		11,5				1,6	<1	<1	<1		
PontoLloyd P	77,5	1	9,9	8,9	<1	<1		1,4		<1		Ir <1
BegoCer G	51,5			38,4				8,7				Ru, Ga <1
BegoPal 300	6	6,2		75,4				6,3				Ru, Ga 6,0

3.1.1.2 Eigenschaften der verwendeten-Legierungen [3]

Tabelle 8: Eigenschaften der Kobalt-Basis-Legierungen

	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 9: Eigenschaften von Nickel- Basis- Legierungen

	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 10: Eigenschaften der Palladium- Basis- Legierung

	BegoPal 300
Chargennummer	156720
Farbe	weiß
Dichte (Spez. Gewicht) [g/cm³]	11
Vickers-Härte HV5: nach Brand	240
Dehngrenze (R_{p 0,2}) [MPa] nach Brand	520
Bruchdehnung (A₅) [%] nach Brand	28
Schmelzintervall [°C]	1175-1320
Gießtemperatur [°C]	1390-1440
WAK 25-500 °C	13,8
WAK 20-600 °C	14
Elastizitätsmodul [GPa]	135

Tabelle 11: Eigenschaften der goldreduzierten Legierung

	BegoCer G
Chargennummer	156680
Farbe	weiß
Dichte (Spez. Gewicht) [g/cm³]	14,3
Vickers-Härte HV5: nach Brand	220
Dehngrenze (R_{p 0,2}) [MPa] nach Brand	520
Bruchdehnung (A₅) [%] nach Brand	16
Schmelzintervall [°C]	1155-1310
Gießtemperatur [°C]	1450-1500
WAK 25-500 °C	13,7
WAK 20-600 °C	13,9
Elastizitätsmodul [GPa]	125

Tabelle 12: Eigenschaften von hochgoldhaltigen Legierungen

	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_{p 0,2}) [MPa] nach Brand	550	500	490
Bruchdehnung (A₅) [%] 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

3.1.2 Keramiken

- BeCe PRESS

Das BeCe PRESS-System ist eine zweiphasige leuzitverstärkte Silikatkeramik zur Verblendung von EM- und EMF-Legierungen in der Überpresstechnik.

Hersteller: BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG

Charge: Press-Ingot CP6 – 250804, Opaque Paste – 050716,
Glaze Paste – 710507, Liquid Stain/Glaze - 380107

- Vita Omega 900

Vita Omega 900 ist eine Verblendkeramik, welche bei einer Temperatur von 900°C aufgebrannt wird. Diese Feinstruktur- Keramik eignet sich für alle Dentallegierungen, insbesondere für hochgoldhaltige Aufbrennlegierungen

Hersteller: VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co.KG, 79713 Bad Säckingen

Charge: Wash opaque – 16990, Paste opaque – 18890,
Opaque fluid – 5327, Dentine – 7444, Enamel – 7334,
Modelling fluid – 7868

- Vita VM 9

Vita VM 9 ist eine feinstrukturierte Verblendkeramik, die speziell für Yttrium-teilstabilisierte Zirkoniumdioxidgerüste entwickelt wurde.

Hersteller: VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co.KG, 79713 Bad Säckingen

Charge: Effect Bonder – 7995, Effect Bonder Fluid – 7728,
Base Dentin 4R1,5 – 31410

- Vitadur alpha

Vitadur alpha ist eine Verblendkeramik für vollkeramische Aluminiumoxid-restaurationen.

Hersteller: VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co.KG, 79713 Bad Säckingen

Charge: 1613

- GC Initial Zr

GC Initial Zr ist eine Verblendkeramik, die für hochfeste Zirkoniumdioxid- Gerüste geeignet ist. Besondere Eigenschaften sind ihre gute Haftung und hohe Biokompatibilität.

Hersteller: GC Germany GmbH, 81245 München

Charge: FrameLiner – 200411261, Dentine – 200412224,
Enamel – 200410111, Zr/Modelling Liquid – 200415161

- IPS e.max ceram

Die Verblendkeramik IPS e.max ceram wurde für Gerüstkeramiken entwickelt, die durch Press- oder CAD/CAM- Verfahren hergestellt werden. Diese niedrigschmelzende Nano-Fluor-Apatit-Glaskeramik besitzt eine hohe Lichtleitfähigkeit bei einer gleichermaßen hohen Fluoreszenz.

Hersteller: IVOCAR VIVADENT GmbH, 73479 Ellwangen

- IPS e.max press

IPS e.max press ist eine Gerüstkeramik, die aus Lithium- Disilikat- Glaskeramik Rohlingen gepresst wird. Die verwendeten Rohlinge mit mittlerer Opazität (MO) werden bei einer Temperatur von 920°C gepresst. Die Presskeramik eignet sich für die Anfertigung von Gerüsten auf vitalen und leicht verfärbten Stümpfen. Die hohe Festigkeit der Keramik ermöglicht die Herstellung von Einzelzahnkappen sowie Brückengerüsten im Front- und Prämolarenbereich.

Hersteller: IVOCAR VIVADENT GmbH, 73479 Ellwangen

Charge: Ingots MO3 – J02722, Press Vest – JL2010, Dentin 510 – J06381, Incisal 2 – H36280, Build Up Liquid Allround – H35961
Glaze Paste – J03027

- Vita In-ceram Alumina

Vita In-ceram Alumina besteht aus Keramikblöcken, welche bei 1500°C gesintert werden. Diese vorgesinterte Gerüstkeramik beeindruckt durch gute Korrosionsbeständigkeit und Bioverträglichkeit. Anwendung findet die Keramik in der Herstellung von hochfesten Kronen- und Frontzahnbrückengerüsten bis hin zu Primärteilen für die Doppelkronentechnik.

Hersteller: VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co.KG, 79713 Bad Säckingen

- BeCeCAD Zirkon

BeCeCAD Zirkon ist eine Gerüstkeramik, welche zum größten Teil aus Zirkoniumdioxid besteht. Diese Vollkeramik wird im kaltisostatischem Pressverfahren hergestellt und durch das CAD/CAM- Verfahren in die gewünschte Form gebracht.

Hersteller: BEGO Medical GmbH, Bremen

Charge: 342000_20080211_111_00003

- IPS Empress

Das IPS Empress- System ist eine Presskeramik. Das Gerüst besteht aus einer Lithiumdisilikat- Glaskeramik und wird bei einer Temperatur von 920°C und einem Druck von 5 bar gepresst. Der Wegfall der Sinterschrumpfung erlaubt eine einfachere Modulation der Verblendung. Das verwendete System Empress 2 eignet sich für die Herstellung von Kronen und kleinspannige Brücken im Front- und Prämolarenbereich.

Hersteller: IVOCCLAR VIVADENT GmbH, 73479 Ellwangen

Tabelle 13: 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
Stumpfmittel	Wironit® Extrahart	BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen

Tabelle 14: Verwendete Geräte

Geräte	Handelsname	Hersteller
Scanner	Speedscan® 2AX	BEGO Medical GmbH, Bremen
Software	SoftShape®	BEGO Medical GmbH, Bremen
3-D 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
	Vario Press 300	Zubler

3.2 Methode

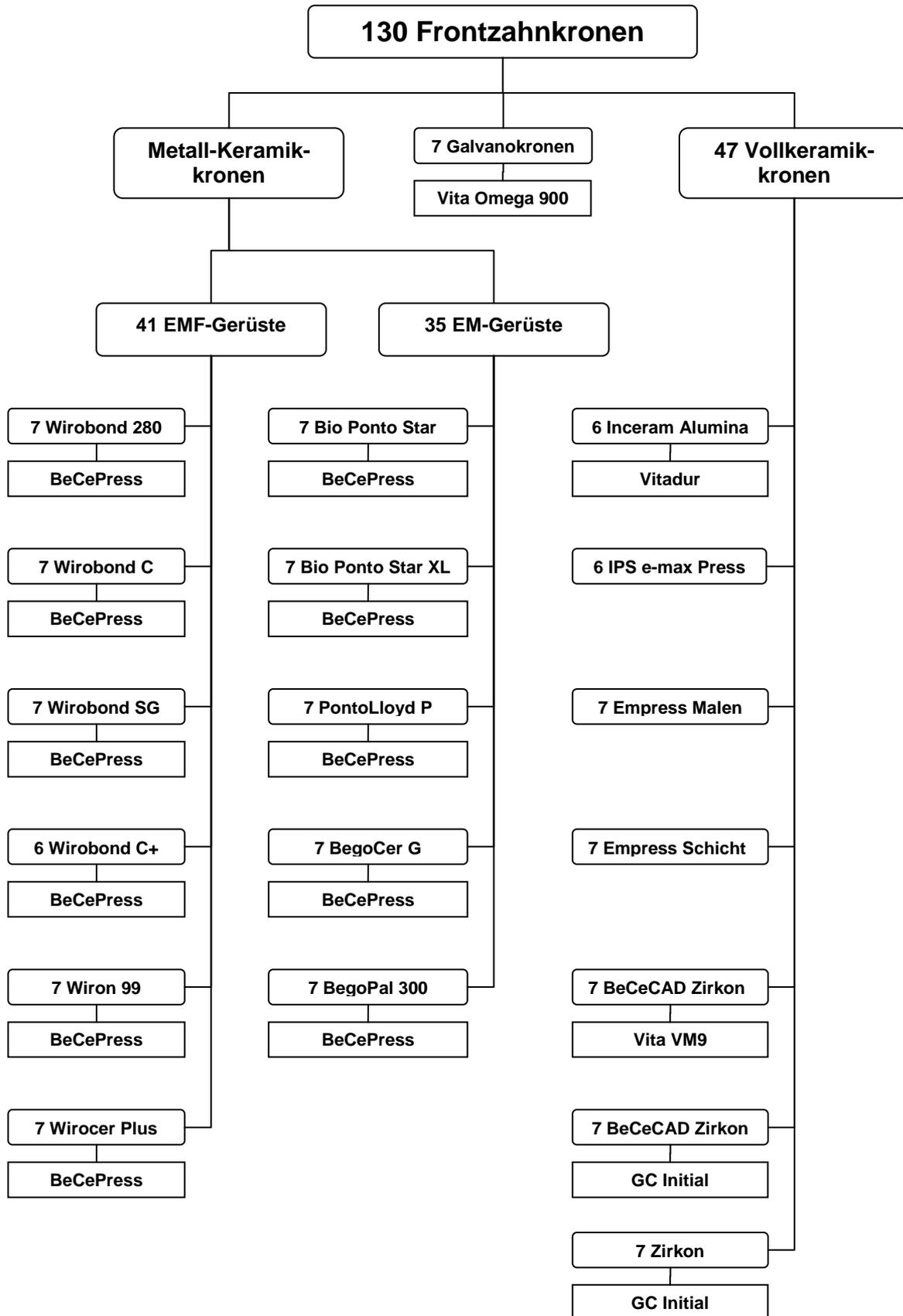


Abbildung 9: Prüfkörper

Als Prüfkörper wurden im Vorfeld der Versuchsreihen 130 keramisch verblendete Frontzahnkronen aus unterschiedlichen Materialien hergestellt. Zum einen wurden 11 Serien je 7 Kronen hergestellt, bei denen als Gerüstmaterial eine Dentallegierung und als Verblendung eine Press- on- Keramik verwendet wurde. Außerdem wurden noch 7 Serien je 7 Kronen angefertigt, bei denen ein vollkeramisches Gerüst konventionell verblendet wurde. Eine Sonderstellung nimmt eine zusätzliche Serie von 7 Galvanokronen ein, die ebenfalls konventionell verblendet wurde.

3.2.1 Herstellung des Zahnstumpfes

Für das Testverfahren werden Modelle aus Superhartgips BegoStone plus hergestellt. Der Gipszahn 21 des Frontzahnmodells ist zirkulär präpariert. Das Modell dient einerseits als räumliche Orientierung für die approximalen Kontaktpunkte und der allgemeinen anatomischen Form der Prüfkörper.



Abbildung 10: Frontzahnmodell in Superhartgips

Andererseits bildet das Gipsmodell auch die Vorlage für die Herstellung der Metallstümpfe. Dabei wird der Zahn 21 aus dem Modell herausgesägt und in Silikon abgeformt. Die Silikonform wird anschließend mit flüssigem Wachs aufgefüllt. Zur Stabilisierung wird ein standardisierter Hohlstick der Firma BEGO in das Wachs eingebracht. Der Hohlstick besteht aus Kunststoff und passt mit einem Durchmesser von 5 mm in die Fixierung der Werkstoffprüfmaschine.

Nach dem Entfernen des erkalteten Wachses aus der Doublierform erfolgt die Einbettung in Wirovest mit Liquid BegoSol. Die erstarrte Einbettmasse wird im Ofen erhitzt und die dabei entstandene Hohlform mit der Legierung Wironit ausgegossen. Nach dem Ausbetten werden die Metallstümpfe abgestrahlt, ausgearbeitet und hochglanzpoliert.



Abbildung 11: Metallstumpf (poliert)

3.2.2 Scannen des Zahnstumpfes

Die Produktion der Gerüstform aus unterschiedlichen Materialien beginnt mit dem Scannen der Stümpfe. Bei diesem Verfahren wird die Oberfläche der Stümpfe durch den Speed Scan 2 AX erfasst. Die Gerüste werden dann mit Hilfe der spezifischen CAD-Software Soft Shape Modular berechnet. Wobei der Erfolg des Scanergebnisses maßgeblich von der Positionierung der Objekte abhängt. Optimale Ergebnisse entstehen, wenn die Zentren der Restauration und des Scanfeldes sich überlagern. Der Scanvorgang beginnt mit der Erfassung des gesamten Umfeldes durch den Streifenlichtsensor. Eine genauere Abtastung der Scanobjekte ist durch die zweiachsige Objekterfassung gegeben. Mit Hilfe des verschiebbaren Modellhalters wird der Stumpf senkrecht ausgerichtet. Abschließend erfolgt die maschinelle

Festlegung der Präparationsgrenze, die noch einmal manuell am Bildschirm kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert wird.

3.2.3 Herstellung der Gerüste

Nach Abschluss des Scanvorgangs werden die digitalisierten Daten mit Hilfe des Rapid Prototyping Prozesses in Gerüste verschiedener Materialien umgesetzt. Der Oberbegriff Rapid Prototyping bezeichnet eine Reihe schneller und detaillierter Massenfertigungsverfahren auf Basis zuvor gewonnener 3D-CAD-Daten.

Eines dieser Fertigungstechniken ist die Stereolithographie. Mit Hilfe dieses STL-Verfahrens wurden für die vorliegende Arbeit eine große Anzahl identischer Kunststoffkäppchen von BEGO Medical hergestellt. Um die Kunststoffgerüste in Metall umzusetzen, wird jeweils eine Versuchsreihe, überwiegend bestehend aus 7 Kunststoffkäppchen in einer Muffel mit Wachs angestiftet und aufgesockelt. Sowohl die legierungsbedingte Konzentration der Einbettmasse als auch deren Anmischung erfolgt maschinell. Alle Metallgerüste werden in der Nautilus CC plus von BEGO gegossen (siehe Tabelle 20 im Anhang). Nach dem Ausbetten folgt die Ausarbeitung der Käppchen mit Hartmetallfräsen (KAVO). Durch die Verwendung eines Tastzirkels (Dial Caliper) konnte während der Bearbeitung der Metallgerüste eine durchschnittliche Wandstärke von 0,4 mm garantiert werden. Abschließend werden die Metallgerüste entsprechend ihrer Zusammensetzung mit der geeigneten Korngröße des Korund-Strahlmittel gemäß der Gebrauchsanweisung abgestrahlt, abgedampft und abhängig von der Legierung in ein Auroxidbad getaucht.

Der überwiegende Teil der Versuchsreihen auf Metallgerüstbasis wurden im Gussverfahren gefertigt. Ausnahmen hierbei bilden die Metallgerüste aus der Legierung Wirobond C+ und den Galvanokäppchen. Die Gerüste auf Basis der Legierung Wirobond C+ wurden mit dem SLM-Verfahren der Firma BEGO Medical hergestellt. Die Galvanokäppchen wurden mittels der Galvanotechnik von der Firma INTERADENT angefertigt und für die Testreihen zur Verfügung gestellt.

Die Produktion der keramischen Gerüste aus Zirkoniumdioxid wurde von BEGO Medical und Fremdlaboren durchgeführt. Diese Zirkoniumdioxidkäppchen werden ebenfalls im CAD/CAM-Verfahren maschinell gefräst. Durch die Weiterleitung der im

Scanverfahren gewonnenen 3D-Daten der Kappchen an die Fräsmaschine wird vollautomatisch das Keramikgerüst aus dem Zirkoniumdioxidblock herausgearbeitet. Bei den gefertigten Keramikgerüsten erfolgt im Anschluss eine Kontrolle der Schichtdicken mit dem Tastzirkel und bei Bedarf wird mit einer wassergekühlten Metallfräse bei hoher Drehzahl nachgearbeitet.

Die übrigen Keramikkrone (Empress) dieser Studie konnten von Fremdlaboren zur Verfügung gestellt werden.



Abbildung 12: Metallgerüst auf Stumpf

3.2.4 Verblendung der Gerüste

Entsprechend der Gerüstmaterialien wurden die Kappchen konventionell oder im Press on- Verfahren keramisch verblendet. Während alle vollkeramischen Gerüste konventionell verblendet wurden, fand bei den Metallgerüsten das Press-On-Verfahren seine Anwendung. Eine Ausnahme bilden die Galvanokronen, die mit der konventionellen Verblendtechnik hergestellt wurden.

3.2.4.1 Konventionelles Verblendverfahren

Bei der konventionellen Verblendtechnik werden die Zirkoniumdioxidgerüste abgedampft. Zusätzlich werden die Metallgerüste mit dem entsprechenden Korund-Strahlmittel abgestrahlt. Die Verblendkeramik wird nachfolgend in Schichten aufgetragen. Begonnen wird mit einer nur teilweise deckenden Schicht des pastenförmigen Wash-Opakers, der einer weiteren voll deckenden Opakerschicht folgt. Bei Zirkoniumoxidgerüsten können auch abhängig von den Herstellerangaben ein Liner aufgebrannt und/oder ein Washbrand durchgeführt werden. Diese Vorbehandlung ermöglicht den nun eigentlichen Aufbau der künstlichen Zahnkrone mit zwei Dentinbränden und einem Glanzbrand. Wichtig bei der Gestaltung der keramischen Zahnkrone sind die Orientierung an den Nachbarzähnen und die Einhaltung der Schichtstärken.

3.2.4.2 Press-on-Verfahren

Bei der Überpresstechnik wird die anatomische Zahnform in Wachs oder Kunststoff auf dem Metallgerüst modelliert, anschließend eingebettet und ausgebrannt. Die BeCe Presskeramik besteht aus einer schrumpfungsfreien zweiphasigen leuzitverstärkten Silikatkeramik als Basis, die in die hergestellte Hohlform gepresst wird.

Vor dem Aufpressen von Keramik wird das Metallkäppchen abgedampft und mit dem Korox-Strahlgerät abgestrahlt. Nach der Vorbehandlung des Metallgerüsts wurde ein Pastenopaker für den optimalen Haftverbund aufgetragen und danach im Ofen bei 950 °C gebrannt. Anschließend wurde dieser Schritt wiederholt. Auf dem opakisiertem Metallgerüst erfolgte das Aufsetzen und Ausrichten der zuvor bei BEGO MEDICAL hergestellten Kunststoffkäppchen. Die endgültige Fixierung des Käppchens konnte durch Zervikalwachs sichergestellt werden.



Abbildung 13: Kunststoffkäppchen auf Metallgerüst

Das zum Einbetten notwendige Anstiften erfolgte palatinal an der Inzisalkante. Die angestifteten Käppchen wurden dann im BeCe Press Muffelsystem SecuPress in einer 300 g Muffel eingebettet. Der Pressvorgang erfolgte anschließend in der Forschungsabteilung der Firma BEGO in Bremen im Pressofen VarioPress 300 der Firma Zubler. Wobei in jeder Muffel eine komplette Charge a 7 Käppchen gepresst wurden.

Nach dem Ausbetten der Pressmuffel und dem vorsichtigem Abstrahlen und Abdampfen der Pressobjekte endete der Verblendvorgang mit dem Glanzbrand.

3.2.5 Befestigung der Frontzahnkronen

Die verblendeten Frontzahnkronen werden mit schnellhärtendem Phosphatzement (HARVARD) auf den Metallstümpfen befestigt.

Um die vollständige Aushärtung zu garantieren, wurden die Materialprüfungen erst nach 24 Stunden durchgeführt.

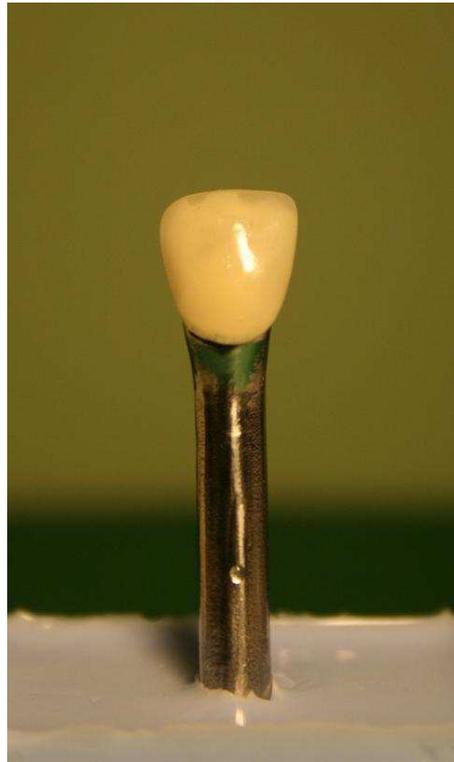


Abbildung 14: Zementierte Frontzahnkrone

3.2.6 Durchführung des VOSS- Tests

Im Testverfahren nach VOSS werden die als Prüfkörper fungierenden Frontzahnkronen mit einer ständig steigenden Druckscherkraft belastet. Mit dem Zeitpunkt der Fraktur der Verblendkeramik wird die jeweilige Kraft gemessen [48].

Die Durchführung des Prüfverfahrens nach VOSS [128] erfolgt mit Hilfe der Universalprüfmaschine Zwick Z 010. Durch den Austausch des Biegestempels kann an der Unterseite eine Halterung für die Prüfkörper montiert werden. In der Halterung werden die Stümpfe nacheinander in einem Winkel von 45° fixiert. Das Prüfverfahren beginnt, wenn der plane Stempel die Schneidekante der Keramikverblendung belastet. Die Belastung wird vollautomatisch kontinuierlich gesteigert, bis ein signifikanter Rückgang der Kraft gemessen wird. In den meisten Fällen ist dieser Zeitpunkt identisch mit der Bildung großer Risse oder dem Abplatzen unterschiedlich großer Facetten der Verblendkeramik. Dabei variieren sowohl die gemessenen Kräfte als auch der Grad der Zerstörung der Kronen. Das Ergebnis wird vom Computer registriert und in einer Tabelle dokumentiert.

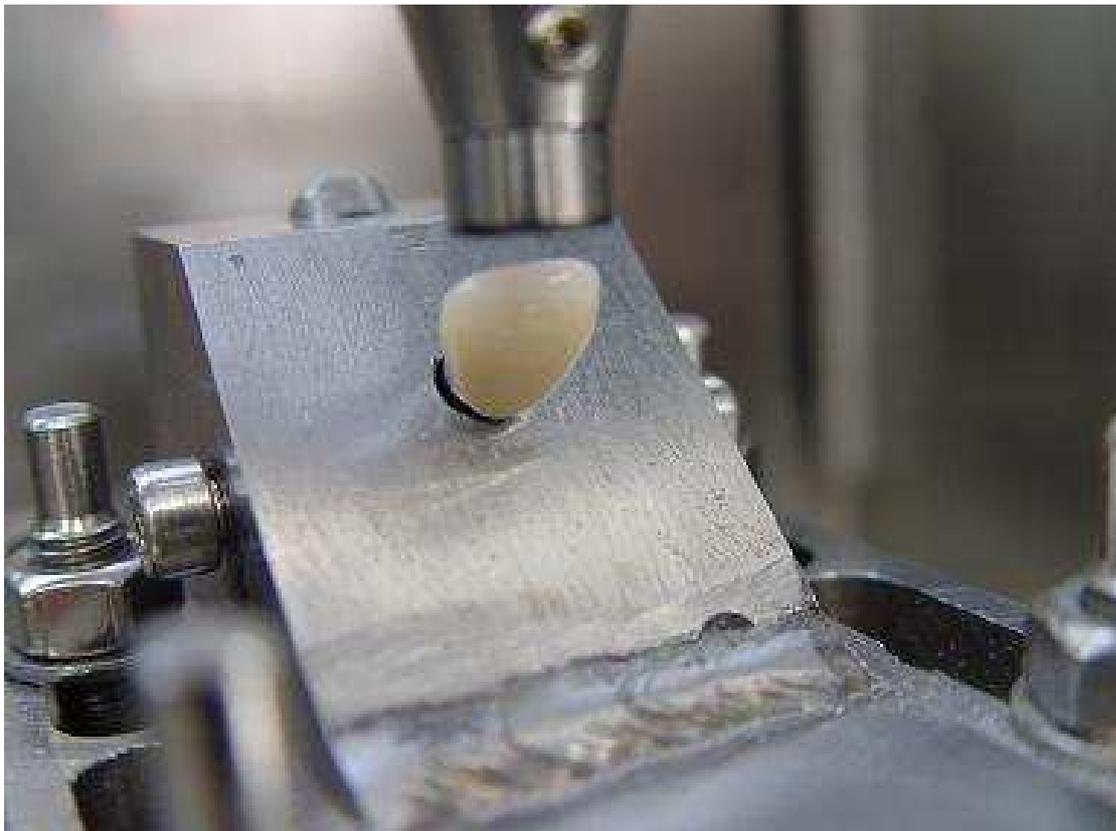


Abbildung 15: Frontzahnkrone in der Zwick-Prüfmaschine

Geräteparameter:

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

3.2.7 Begutachtung

Nach der Durchführung des Voss Tests und dem Erhalt der Messwerte erfolgt zusätzlich eine visuelle Begutachtung der Prüfkörper.

Diese visuelle Kontrolle soll Hinweise auf typische Verläufe von Frakturlinien und dem Ausmaß der Bruchmuster geben. Anhand der folgenden Klassifizierung konnte das Bruchverhalten der untersuchten Frontzahnkronen eingeteilt und tabellarisch eingeordnet werden.

Tabelle 15: Einteilung in Bruchmuster

Metall-Keramik- Verbundsysteme	Vollkeramik- Verbundsysteme	Beschreibung der Bruchmuster
 <p data-bbox="188 853 576 882">Bsp. Bio PontoStar / BeCePress</p>	 <p data-bbox="670 853 1054 882">Bsp. Galvano / Vita Omega 900</p>	<p data-bbox="1198 546 1437 575">Bruchmuster: A</p> <ul data-bbox="1198 647 1474 797" style="list-style-type: none"> • Gerüst vollständig mit Verblendkeramik bedeckt • Farbcode: creme
 <p data-bbox="188 1279 564 1308">Bsp. Wirocer Plus / BeCePress</p>	 <p data-bbox="670 1279 1075 1308">Bsp. BeCeCAD Zirkon / GC Initial</p>	<p data-bbox="1198 972 1437 1001">Bruchmuster: B</p> <ul data-bbox="1198 1072 1422 1223" style="list-style-type: none"> • Gerüst überwiegend bedeckt • Farbcode: rot
 <p data-bbox="188 1704 517 1733">Bsp. Wiron 99 / BeCePress</p>	 <p data-bbox="670 1704 979 1733">Bsp. Zirkon / GC Initial Zr</p>	<p data-bbox="1198 1397 1437 1426">Bruchmuster: C</p> <ul data-bbox="1198 1498 1437 1648" style="list-style-type: none"> • Gerüst überwiegend freigelegt • Farbcode: blau

4 Ergebnisse

Die gemessenen Daten, die mit Hilfe des Verfahrens nach VOSS untersuchten Prüfkörper werden eingeteilt, ausgewertet und miteinander verglichen. Die Einteilung der Messergebnisse erfolgt aufgrund der Zusammensetzung der Gerüstmaterialien bzw. deren Verblendungsart. Bei der Auswertung werden zum einen die visuellen Eindrücke des Bruchverhaltens dokumentiert und eingeordnet und zum anderen statistisch erfasst und analysiert.

Anhand der makroskopischen Auswertung kann festgestellt werden, dass die gemessenen Bruchkräfte, sowie der Grad der Zerstörung variieren. Auch wenn die Intensität der Bruchmuster deutliche Unterschiede aufweist, so ähnelt sich das Aussehen der geprüften Kronen stark. Allgemein zeigen die Bruchmuster Abplatzungen im Bereich der Schneidekante bis hin auf das Gerüstmaterial. Rissbildungen sind im zervikalen und im palatinalen Teil der Krone erkennbar. Alle Prüfkörper werden nach der Testung fotografiert und anhand ihrer äußeren Deformationen tabellarisch zugeordnet (siehe Tabelle 15).

Neben der visuellen Begutachtung der Frontzahnkronen werden die Messdaten des VOSS-Tests auch statistisch ausgewertet. Dies geschieht unter dem Aspekt der beschreibenden- und vergleichenden Statistik.

Die beschreibende Statistik listet alle Messwerte auf, teilt sie unter spezifischen Gesichtspunkten ein und hält sie tabellarisch fest. Aus der Auflistung der Messdaten können der Mittelwert, die Standardabweichung, der Median, sowie Maximal- und Minimalwert ermittelt werden. Wichtig für die weitere statistische Auswertung ist das Resultat des Quotienten aus Mittelwert und Median. Wenn sich das Ergebnis dieses Quotienten zwischen 0,95 und 1,05 bewegt, dann wird von einer Normalverteilung gesprochen [45]. Dabei ist der Median ein realer Wert innerhalb einer Versuchsreihe, welcher von 50 % aller Messwerte entweder übertroffen oder unterschritten wird. Verglichen mit dem Mittelwert zeigt sich der Median robuster gegenüber starken Schwankungen der Messergebnisse [98].

Aus der Erkenntnis, dass keine Normalverteilung der Prüfergebnisse vorliegt, erfolgt die vergleichende Statistik mit Hilfe des U-Tests nach MANN-WHITNEY [99]. Die vergleichende Statistik tätigt Aussagen über Signifikanzen einzelner Testreihen untereinander.

Abschließend werden im Ergebnisteil alle Testreihen entsprechend ihrer Materialien in Blockdiagrammen zusammengefasst und untereinander bzw. mit einer Parallelstudie verglichen.

4.1 EMF mit Aufpresskeramik

4.1.1 Abplatzmuster

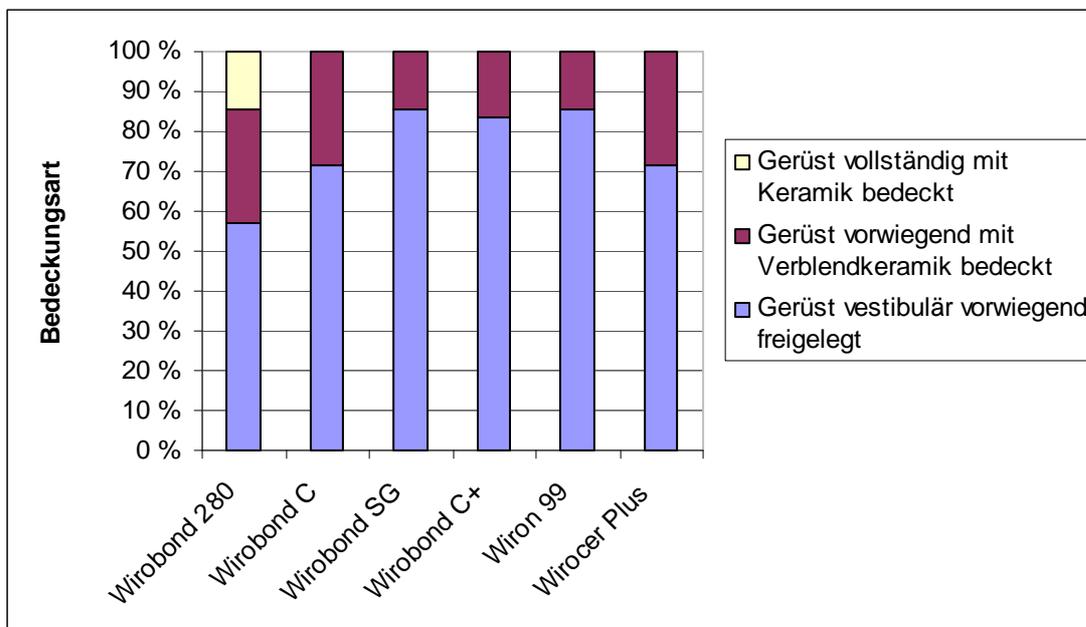


Abbildung 16: Einteilung der Frakturmuster bei EMF-Gerüsten

Die Frakturmuster der Verblendkeramik auf Basis von EMF-Gerüsten zeigen mehrheitlich Abplatzungen, bei denen das Metallgerüst vestibulär vorwiegend freigelegt worden ist. Auch finden sich bei den Testreihen auch Gerüste, die vorwiegend mit Verblendkeramik bedeckt sind, allerdings in deutlich geringerem Umfang. Lediglich ein Prüfkörper mit einem Metallgerüst aus Wirobond 280 zeigt keine größeren Abplatzungen und weist somit ein vollständig keramisch bedecktes Metallgerüst auf.

4.1.2 Beschreibende Statistik

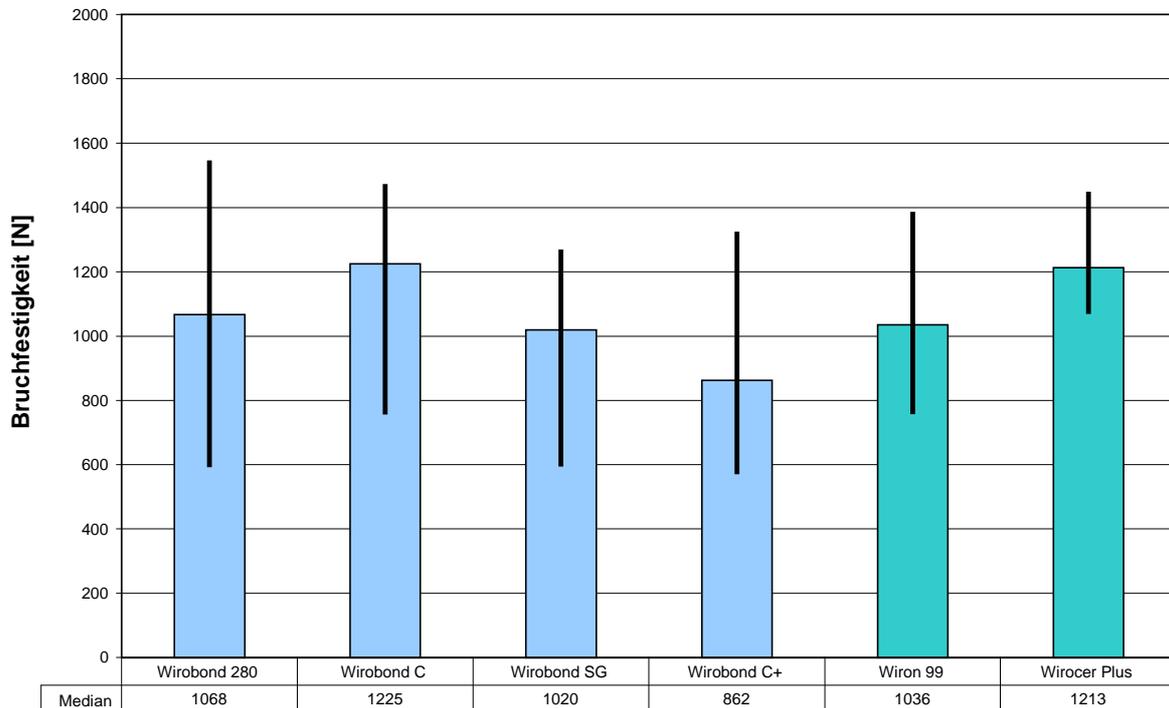


Abbildung 17: Median mit min/max.-Werten der untersuchten EMF-Legierungen

Bei den Untersuchungen der Prüfkörper mit Press-on-Keramiken auf EMF-Gerüsten können Mediane von 862 N bis 1225 N beschrieben werden. Den niedrigsten Wert erreichen dabei Restaurationen mit der Legierung Wirobond C+ und den höchsten Median Gerüste der Legierung Wirobond C. Den höchsten gemessenen Maximalwert erreicht die Legierung Wirobond 280 mit 1547 N. Die Legierung Wirobond C+ verzeichnet den kleinsten Minimalwert dieser Testreihen bei 570 N.

4.1.3 Vergleichende Statistik

Tabelle 16: Ergebnisse des U-Tests für EMF-Legierungen mit Presskeramik

	Wirobond 280	Wirobond C	Wirobond SG	Wirobond C+	Wiron 99	Wirocer Plus
Wirobond 280		0,6547	0,5653	0,3173	0,7494	0,4822
Wirobond C	n.s.		0,1102	0,0865	0,1417	0,9490
Wirobond SG	n.s.	n.s.		0,8864	0,4822	0,0253
Wirobond C+	n.s.	n.s.	n.s.		0,3914	0,0633
Wiron 99	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		0,0253
Wirocer Plus	n.s.	n.s.	*	n.s.	*	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

In der obigen Tabelle sind Signifikanzen zwischen den Legierungen Wirocer Plus mit Wirobond SG und der Legierung Wiron 99 zu erkennen. Mit Ausnahme dieser Kombinationen bestehen keine weiteren signifikanten Unterschiede.

4.2 EM mit Aufpresskeramik

4.2.1 Abplatzmuster

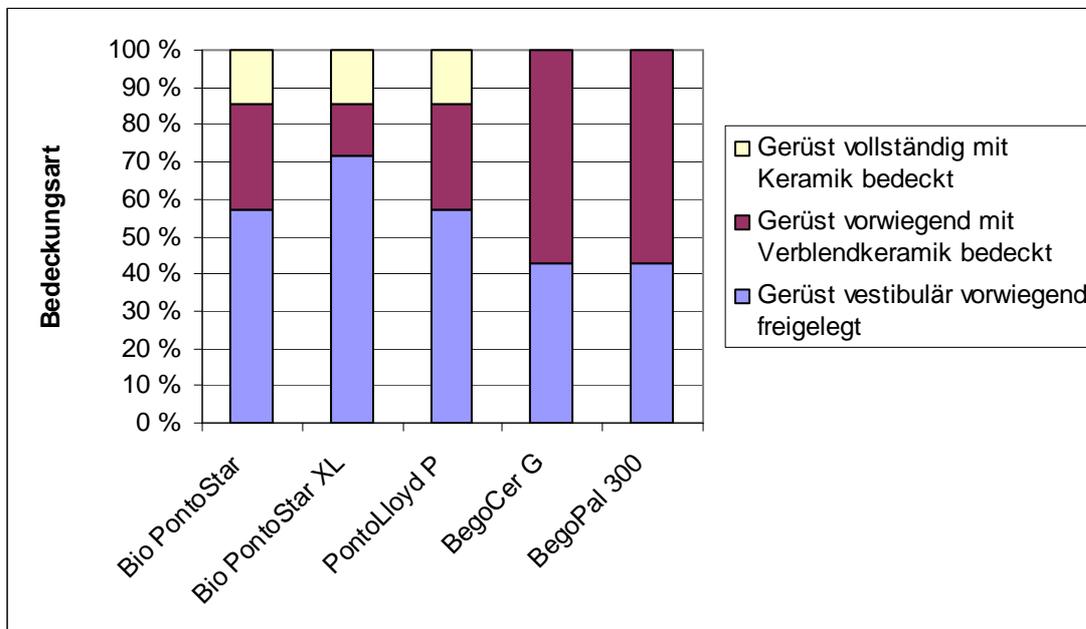


Abbildung 18: Einteilung der Frakturmuster bei EM-Gerüsten

Bei den Verblendkeramiken der EM-Gerüste Bio PontoStar, Bio PontoStar XL und PontoLloyd P finden sich alle Arten der Frakturmuster wieder, wobei Abplatzungen, bei denen das Metallgerüst vorwiegend freigelegt ist, überwiegt. Bei den Gerüsten aus der Legierung BegoCer G und BegoPal 300 finden sich mehrheitlich Bruchverläufe, die das EM-Gerüst vorwiegend mit Verblendkeramik bedecken.

4.2.2 Beschreibende Statistik

Die Mediane der Frontzahnkronen auf Edelmetallbasis schwanken von 1046 N bis 1303 N. Den geringsten Median bildet der Haftverbund auf Basis der Legierung PontoLloyd P, niedrigsten Messwert mit 463 N erreichte die Legierung Bio PontoStar. Den höchsten Median notiert die Legierung BegoCer G und den Maximalwert von 1453 N bildete der Press-on-Keramik-Haftverbund auf Basis der Legierung BegoPal 300.

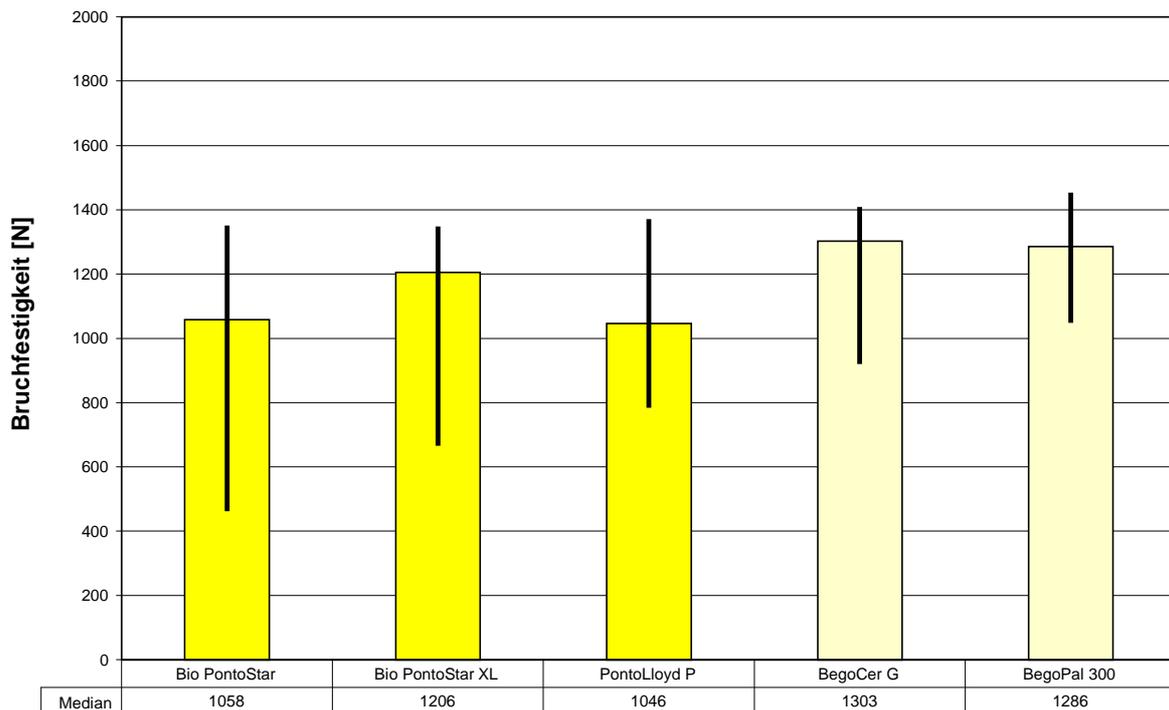


Abbildung 19: Median mit min/max-Werten der untersuchten EM-Legierungen

4.2.3 Vergleichende Statistik

Tabelle 17: Ergebnisse des U-Tests für EM-Legierungen mit Presskeramik

	Bio PontoStar	Bio PontoStar XL	PontoLloyd P	BegoCer G	BegoPal 300
Bio PontoStar		0,7494	0,9491	0,5653	0,0350
Bio PontoStar XL	n.s.		0,9491	0,3379	0,1102
PontoLloyd P	n.s.	n.s.		0,4062	0,0845
BegoCer G	n.s.	n.s.	n.s.		0,3379
BegoPal 300	*	n.s.	n.s.	n.s.	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

Bis auf den Vergleich zwischen den Legierungen Bio PontoStar und BegoPal 300 konnten in dieser Testreihe keine weiteren Signifikanzen festgestellt werden.

4.3 Vollkeramiksysteme

4.3.1 Abplatzmuster

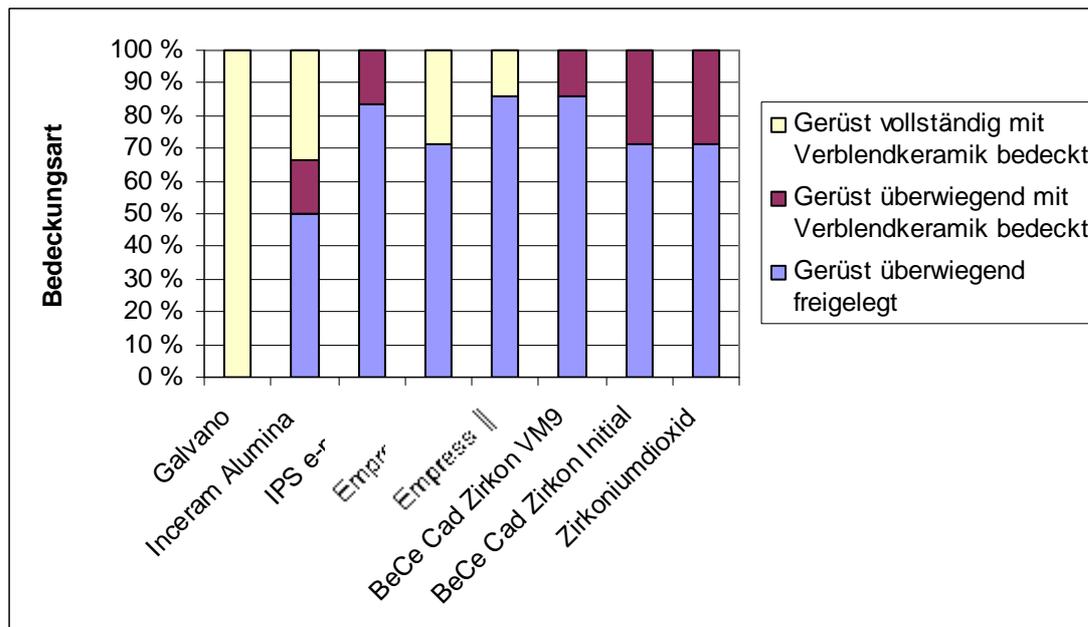


Abbildung 20: Einteilung der Frakturmuster bei Vollkeramiksystemen

Auffällig bei der visuellen Untersuchung der Bedeckungsart der geprüften Kronen ist das Bruchverhalten der getesteten Galvanokronen. Während es bei den Vollkeramiksystemen Inceram Alumina, Empress I (Malen) und Empress II (Schichten) vereinzelt zu Bruchverläufen gekommen ist, bei denen das Gerüst vollständig mit Verblendkeramik bedeckt ist, tritt dies bei den Galvanokronen generalisiert auf. Hier kam es lediglich zu Rissbildungen und zu keinerlei Abplatzungen der Keramik. Mit Ausnahme der Galvanokronen überwiegen die Frakturmuster, bei denen das keramische Gerüstmaterial überwiegend freigelegt ist.

4.3.2 Beschreibende Statistik

Die registrierten Mediane der vollkeramischen Kronen betragen 430 N bis 1192 N. Versorgung mit Empressmaterialien bilden hierbei den niedrigsten Median (Empress M.) und Verblendungen (VM9) von Zirkoniumdioxidgerüsten den höchsten Median. Den kleinsten Bruchtestwert ergibt sich in einer Testreihe von Empress S. mit 207 N und die größten Druckkräfte mussten bei dem Verbundsystem von Gerüstmaterialien BeCe CAD Zirkon und der Aufbrennkeramik VM9 mit 1545 N aufgebracht werden.

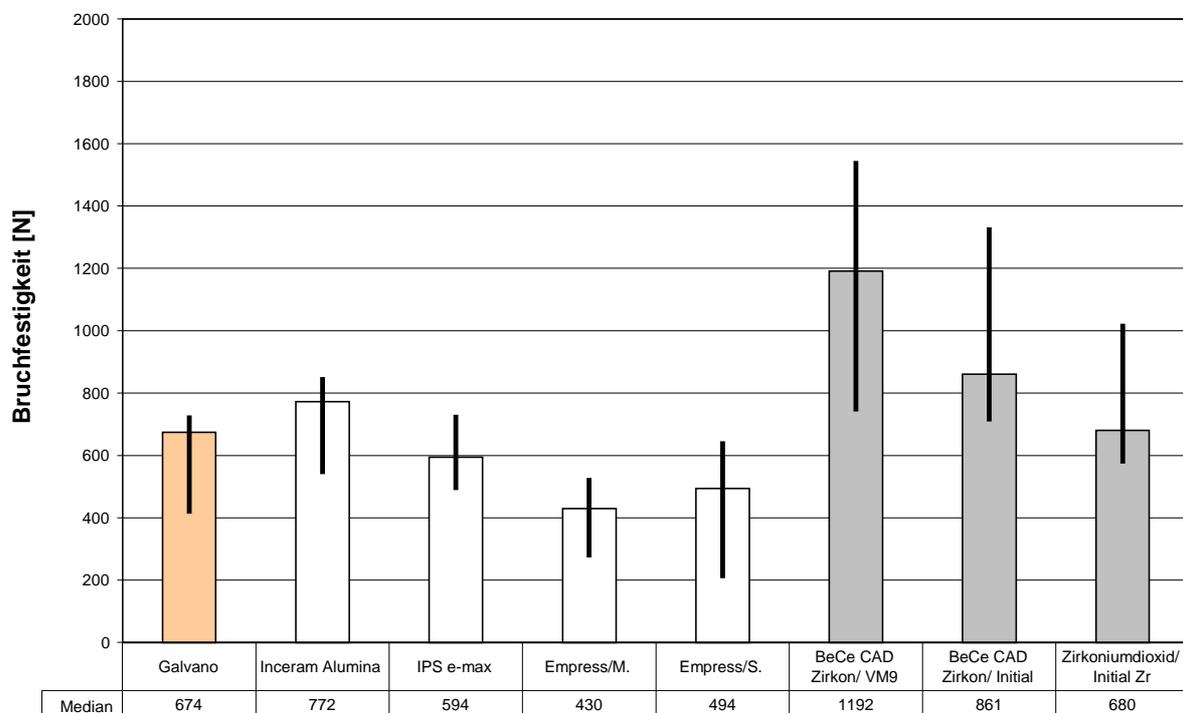


Abbildung 21: Median mit min/max.-Werten der untersuchten Vollkeramiksysteme

4.3.3 Vergleichende Statistik

Tabelle 18: Ergebnisse des U-Tests von Vollkeramiksystemen

	Galvano	Inceram	IPS e-max	Empress/ Malen	Empress/ Schichten	BeCe CAD Zirkon/VM9	BeCe CAD Zirkon/Initial	Zirkoniumd. Initial Zr
Galvano		0,1161	0,6682	0,0181	0,0350	0,0017	0,0066	0,4062
Inceram Alu.	n.s.		0,0547	0,0027	0,0101	0,0152	0,1495	0,4751
IPS e-max	n.s.	n.s.		0,0152	0,0865	0,0027	0,0065	0,1985
Empress/M.	*	*	*		0,4822	0,0017	0,0027	0,0017
Empress/S.	*	*	n.s.	n.s.		0,0017	0,0027	0,0060
Zirkon/VM9	*	*	*	*	*		0,1161	0,0060
Zirkon/Initial	*	n.s.	*	*	*	n.s.		0,0455
Zirkoniumd./I.Zr	n.s.	n.s.	n.s.	*	*	*	*	

* = statistisch signifikanter Unterschied mit bis zu 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit

n.s. = Keine statistische Signifikanz

Bei den Ergebnissen des U-Tests mit Vollkeramiksystemen ergeben sich mehr signifikante als nicht signifikante Unterschiede der untersuchten Prüfungsgruppen.

5 Diskussion

5.1 Diskussion des Messfehlers

5.1.1 Einfluss der Verarbeitung

Im Rahmen der Untersuchungen wurde die Haftverbundfestigkeit von Verblendkeramiken auf Metall- und Keramikgerüsten mit Hilfe des Voss-Tests ermittelt. Als Prüfkörper wurden anatomische Frontzahnkronen verwendet, die maschinell und manuell gefertigt wurden. Aus dem manuellen Einfluss bei der Anfertigung der Prüfkörper ergibt sich ein Fehlerpotential, welches die Messergebnisse beeinflussen kann. Fehlerquellen finden sich in allen Bereichen des Verarbeitungsprozesses. Im Vergleich zu automatisierten Fertigungsabläufen ergibt sich aus dem manuellen Einfluss bei der Anfertigung der Prüfkörper ein höheres Fehlerpotential.

5.1.1.1 Gerüsterstellung

In der vorliegenden Arbeit sind Kronen mit Metall- und Keramikgerüsten hergestellt und untersucht worden. Bei der Anfertigung dieser Gerüste sind unterschiedliche Verfahren zum Einsatz gekommen.

Die Keramikköpchen wurden aus Zirkoniumdioxid mittels des CAD/CAM-Verfahren hergestellt. Die Herstellung der Gerüste erfolgte mit digitalen Daten, die zuvor während des Scannens errechnet wurden. Der Datensatz ist für alle produzierten Zirkoniumdioxidgerüste identisch. Beim Herstellungsprozess werden fabrikgefertigte Rohlinge verwendet, aus denen die Gerüstkonstruktionen herausgefräst werden. Somit ist es möglich, fast deckungsgleiche Gerüste anzufertigen. Die Wahrscheinlichkeit, dass es aufgrund dieser computergesteuerten und weitgehend automatisierten Fertigungsmethode zu Veränderungen der Schichtstärken oder Prüfkörpergeometrien kommt, ist als äußerst gering einzuschätzen.

Vor der eigentlichen Metallgerüsterstellung, bedurfte es der Anwendung der Rapid-Prototyping-Technik zur Fertigung von ausbrennbaren Kunststoffköpchen. Für deren Herstellung wurde auf digitale Daten zurückgegriffen, welche zuvor beim

Scannen errechnet wurden. Die Datensätze für jedes produzierte Kunststoffkämpchen waren identisch. Die Kunststoffgerüste dienen zur Standardisierung bei der Metallgerütherstellung. Aufgrund der weitgehenden Automatisierung der Kunststoffgerütherstellung sind die Fehlerquellen als sehr gering einzuschätzen.

Vor dem anschließenden Gussvorgang werden alle Kunststoffteile für eine Versuchsreihe in einer Gussmuffel manuell angestiftet und direkt hintereinander gegossen. Die Metallgerüste wurden immer im gleichen Ofen (Nautilus CC plus) gegossen, wobei jeweils nur Legierungen einer Charge zur Anwendung kommen. Durch dieses Vorgehen kann die Reproduzierbarkeit der jeweiligen Chargen und die Konstanz der Gussparameter gewährleistet werden. Dennoch kann es im Verlauf eines ungleichmäßigen Abkühlvorgangs zu Fehlstellen im Gussobjekt kommen (z. B. Lunker). Da gegossene Metallgerüste einen großen Einfluss auf die Gefügequalität und die allgemeine Reproduzierbarkeit haben, sind die exakte Einhaltung der Herstellerangaben und ein gewissenhaftes Arbeiten, Voraussetzung, um die entstehende Fehlerquote zu minimieren. Vor dem Verblenden wurden alle Gerüste visuell auf Mängel kontrolliert. Nur fehlerfreie Kämpchen wurden verwendet.

5.1.1.2 Verblendvorgang

Bevor die Gerüstmaterialien keramisch verblendet werden, müssen ihre Oberflächen entsprechend den Herstellerangaben konditioniert werden.

Bei Keramikgerüsten geschieht diese Vorbehandlung durch das manuelle Abdampfen mit einem Dampfstrahler. Um während der Reinigung Rissbildungen in den Keramik-kämpchen zu vermeiden, sollte ein punktuelles Abdampfen bzw. Erhitzen verhindert werden. Eine weitere Konditionierung von keramischen Gerüstoberflächen ist nicht erforderlich.

Im Gegensatz zu Zirkoniumdioxidgerüsten erfordert das Giessen von Metallgerüsten eine intensive Nachbearbeitung. Dabei gilt es zu beachten, dass die nachträgliche Bearbeitung der Oberfläche die Struktur und die Schichtdicke der Kämpchen nicht gefährden darf. Zudem entstehen unterschiedliche Strukturen auf der metallischen Oberfläche des Gussobjektes, was einen homogenen Haftverbund unmöglich

machen würde. Das manuelle Abstrahlen mit einem legierungsspezifischen Strahlmittel ermöglicht ein einheitliches Oberflächenbild. Auch die damit einhergehende Aufrauung und Vergrößerung der Gerüstoberfläche erlaubt später eine gute Benetzbarkeit der Metallkappchen. Allerdings ist auch hier ein vorsichtiger Umgang mit dem Strahlmittel von Nöten, um dem übermäßigen Abrieb bzw. Perforationen der Gerüstoberflächen zu verhindern.

Auch wenn die keramischen Verblendmassen nach den Herstellerangaben verarbeitet wurden, variieren die verarbeitungsbedingten Fehler entsprechend der Verblendmethode.

Während bei der Press on Technik die Kronenform, Schichtstärken und der gesamte Arbeitsprozess weitgehend standardisiert und automatisiert ist, unterliegt die konventionelle Verblendtechnik dem individuellen Einfluss und manuellen Geschick des Technikers. Obwohl beim konventionellen Verblendverfahren die Frontzahnkronen auf dem gleichen Modell hergestellt wurden, die approximalen Kontaktpunkte überprüft wurden, die anatomische Zahnform durch die Schablone vorgegeben war und die Schichtstärken an definierten Punkten überprüft wurden, ist eine einheitliche, standardisierte Prüfkörperherstellung aufgrund der komplexen Frontzahn Anatomie nur bedingt möglich.

Vor der Materialprüfung wurden alle Kronen makroskopisch untersucht. Beim Aufbrennen der Verblendkeramiken können Mikrorisse oder Spannungen der Keramik auftreten, die Einfluss auf die Stabilität der Konstruktion haben können. Solche Komplikationen sind bei der Press on Technik weniger zu erwarten.

Zusammenfassend wird deutlich, dass vor einer keramischen Verblendung die arbeitsintensivere Vorbehandlung von Metallgerüsten mehr Fehlermöglichkeiten offenbart, als die einfache Vorbereitung von Keramikgerüsten. Hingegen kann beim eigentlichen Verblendvorgang der Metallgerüste, die Fehlerquote im Rahmen des weitgehend automatisierten Press-on-Verfahrens minimiert werden. Die konventionelle Verblendtechnik der Keramikgerüste unterliegt stärker dem manuellen Einfluss und dadurch einer allgemein höheren Fehlerwahrscheinlichkeit.

5.1.2 Messfehler

Die Versuchsdurchführung und die anschließende Messung der Daten erfolgt maschinell. Durch das automatisierte Verfahren sind Fehlerquellen eher gering. Im Rahmen des Messverfahrens sind nur bei der manuellen Positionierung der Frontzahnkronen, in die im 45°-Winkel ausgerichtete Prüfvorkehrung, negative Einflüsse auf das Messverhalten möglich. Ein Verdrehen der Metallstümpfe führt zu einer veränderten Kraftübertragung auf die Krone und somit zu unterschiedlichen Messergebnissen. Durch eine intensive Nachkontrolle vor der Fixierung des Prüfkörpers lässt sich die Fehlerquelle minimieren und die Reproduzierbarkeit des Testverfahrens garantieren.

5.1.3 Fehlerbewertung

Die Hauptfehlerquelle im Testverfahren nach VOSS findet sich in der Prüfkörperherstellung. Im Gegensatz zum automatisierten Messverfahren ergibt sich durch die manuelle Verarbeitung der Prüfkörper eine relativ große Fehlerquelle. Je größer der individuelle Einfluss auf die Fertigung, desto größer sind auch Möglichkeiten von verarbeitungsbedingten Fehlern. Dies ist weniger bei der Gerütherstellung, als bei der konventionellen Verblendtechnik der Fall. Die aus dieser verarbeitungsbedingten Fehlerquelle resultierenden Abweichungen sind im Wesentlichen verantwortlich für den hohen Variationskoeffizienten der Messwerte. Im Vergleich mit anderen Untersuchungen mittels des VOSS-Test verhält sich die Streuung der Messwerte ähnlich [46, 81].

5.2 Diskussion der Messergebnisse

Charakteristisch für Bruchwerte, die mit Hilfe des VOSS-Tests ermittelt werden, ist die allgemein hohe Streuung der Messergebnisse innerhalb der Versuchsreihen. Zurückzuführen ist dies auf den hohen Einfluss bei der manuellen Prüfkörperherstellung, die Prüfkörpergeometrien und das generelle Fehlen einer Normschrift für das Bruchtestverfahren. Eine gezielte Fehlerminimierung bei der Kronenfertigung in Verbindung mit einer Vereinfachung der Kronenform trägt zur Vereinheitlichung der Kronenherstellung bei und wirkt sich damit positiv auf das Ausmaß der Messwertstreuung aus. Eine fehlende Normierung des Testverfahrens verhindert eine einheitliche Gestaltung von Grenzwerten zur Einordnung der erzielten Messergebnisse. Da der VOSS-Test ein praxisnahes Prüfverfahren ist, wurde für diese Studie ein Grenzwert von 400 N gewählt, welcher sich an den maximalen Kaukräften im Frontzahnbereich orientiert. Somit bildet der Aufbau der Prüfkörper, die Durchführung des Testverfahrens und die Auswahl des Grenzwerts einen Versuch Kaukräfte zu simulieren und auszuwerten.

Bei einem Vergleich zwischen den Abplatzmustern und den gemessenen Bruchwerten des VOSS-Tests zeigen sich tendenzielle Auffälligkeiten. Die visuelle Begutachtung der geprüften Frontzahnkronen lässt die Schlussfolgerung zu, dass eine höhere Krafteinwirkung auf den Prüfkörper zu einer stärkeren Freilegung des Gerüstmaterials führt (siehe Abbildung 16, Abbildung 18, Abbildung 20). Diese Korrelation kann als Anzeichen auf die Stabilität des Haftverbundes und die Sorgfalt bei der Materialverarbeitung betrachtet werden. Hohe Bruchwerte sind generell positiv zu bewerten, da dies konkrete Hinweise auf ein stabiles Verbundsystem und eine mögliche klinische Verwendbarkeit sind. Großflächige Keramikabplatzungen, die zu einer weitgehenden Freilegung des Gerüstmaterials führen, deuten auf den Haftverbund als limitierenden Faktor hin. Aus verarbeitungsbedingten Fehlern würden zum einen niedrigere Messergebnisse resultieren, zum anderen würden fehlerhaft verarbeitete Materialien eher zu Brüchen bzw. Rissbildungen neigen, die sich dann vorerst auf den Bereich des Verarbeitungsfehlers beschränken (z. B. Abplatzungen innerhalb der Verblendkeramik). Somit kann die Kombination zwischen hohen Bruchwerten und großflächigen Abplatzungen der Testkronen als ein Indiz für eine

sachgemäße Materialverarbeitung, eine gewissenhafte Versuchsdurchführung und einen stabilen Haftverbund gewertet werden.

Allgemein sind Messergebnisse unterschiedlicher VOSS-Test-Studien aufgrund der fehlenden Normierung nicht miteinander vergleichbar. Die Streuung der Messergebnisse, welches als Maß für die Konstanz der Prüfkörperfertigung und der Versuchsdurchführung betrachtet werden kann, ist dagegen durchaus vergleichbar. In der Fachliteratur finden sich zahlreiche Untersuchungen mit dem VOSS-Testverfahren, deren Messergebnisse höhere Streuungen aufweisen im Vergleich zu dieser Studie (Tabelle 5).

5.2.1 EMF mit Aufpresskeramik

In den Versuchsreihen der mit dem Aufpressverfahren verblendeten EMF-Legierungen, ist die verwendete Keramik identisch. Unterschiede finden sich in der Herstellungsweise und der Zusammensetzung der Metallgerüste. Unterteilen lassen sich die Gerüstmaterialien in Kobaltbasis- und Nickelbasislegierungen.

Bei den Kobaltbasislegierungen finden sich Auffälligkeiten im Bereich der maximalen Bruchwerte der jeweiligen Testreihen. Die Maximalwerte bilden die Belastungsspitzen der jeweiligen Haftverbundsysteme. Hier lässt sich ein Zusammenhang zwischen den Maximalwerten und den E-Modulen feststellen. Die Werte verhalten sich proportional zueinander. Diese Proportionalität findet sich ebenfalls bei den Nickelbasislegierungen. Für die Mediane gilt dies bei keiner der beiden EMF-Legierungsgruppen. Dennoch verleitet diese Erkenntnis zu der These, dass ein höheres E-Modul der EMF-Legierung ein stärkeres Haftverbundsystem bedingt.

Bei den Abplatzmustern der Verblendkeramik finden sich bis auf die Legierung WB 280 kaum Unterschiede. Die Kronen mit der Legierung WB 280 weisen alle 3 Klassifikationen von Bruchmustern auf, wobei auch hier der Anteil, bei dem das Gerüst vestibulär vorwiegend freigelegt wurde, überwiegt. Daraus lässt sich eine Tendenz ableiten, die auf eine stabilere Verbundzone hinweist.

Eine besondere Erwähnung verlangen die Messergebnisse der Testreihe mit der Legierung WBC+. Obwohl die Legierung eine höhere Dehngrenze aufweist, ergeben die Testungen den niedrigsten Median und Minimalwert aller geprüften EMF-Legierungen. Dies verwundert umso mehr, da die Zusammensetzung der Dentallegierungen WBC+ und WB SG nahezu identisch sind. Der Unterschied ist in der Fertigungsweise begründet. Während die Gerüste aus WBC+ im SLM-Verfahren entstanden, wurden die Metallgerüste aus WB SG gegossen. Aus den verschiedenen Fertigungsweisen könnten unterschiedliche Oberflächenstrukturen der Gerüstwerkstoffe resultieren, welche sich dann auch auf den Haftverbund auswirken könnten.

5.2.2 EM mit Aufpresskeramik

Ebenso wie bei den untersuchten EMF-Legierungen wurde auch bei den getesteten Edelmetalllegierungen die gleiche Verblendkeramik verwendet. Durch die weitgehend automatisierte Verarbeitung der Aufpresskeramik ergeben sich lediglich Variationen in der Zusammensetzung und den Eigenschaften der Gerüstlegierungen. Die verwendeten EM-Legierungen können in Hochgoldlegierungen, goldreduzierte Legierungen und Palladiumbasislegierungen unterteilt werden.

Die Messergebnisse der Haftverbundsysteme auf EM-Basis zeigen ebenfalls eine Korrelation von maximalen Bruchwerten der Versuchscharge mit dem entsprechenden E-Modul der Dentallegierung. Diese Feststellung gilt nur für die Maximalwerte und trifft nicht auf die Mediane zu. Die Maximalwerte entsprechen dem optimalen Haftverbund der jeweiligen Versuchscharge. Je höher das E-Modul der EM-Legierung, desto größer ist der gemessene Maximalwert.

Die Abplatzmuster der untersuchten Prüfkörper deuten auf Besonderheiten zwischen der goldreduzierten Legierung BegoCer G und der Palladiumbasislegierung BegoPal 300 einerseits und den Hochgoldlegierungen BioPontoStar, BioPontoStar XL und PontoLloyd P andererseits hin. Bei den ersten beiden Legierungen wiesen die Frontzahnkronen ähnliche Bruchverläufe auf. Im Vergleich zu verblendeten Hochgoldgerüsten wurden weniger Metallgerüste freigelegt, obwohl sie höheren Kräften standgehalten haben. Diese Erkenntnis lässt den Rückschluss auf einen höheren Verbund zwischen Metall und Keramik zu. Zudem ist in dem Verbundsystem

die Keramik als schwächerer Partner zu betrachten, da Abplatzungen hauptsächlich innerhalb der Keramik stattgefunden haben. Die untersuchten Prüfkörper mit hochgoldhaltigen Legierungen zeigen überwiegend Bruchmuster, bei denen das Metallgerüst vorwiegend vestibulär freigelegt wurde. Trotz einzelner Prüfkörper, bei denen das Gerüst noch vollständig mit Keramik bedeckt ist, deuten diese Bruchverläufe auf einen schwächeren Haftverbund als bei Metallgerüsten auf Palladiumbasis oder goldreduzierten Legierungen.

5.2.3 Vergleich EM und EMF

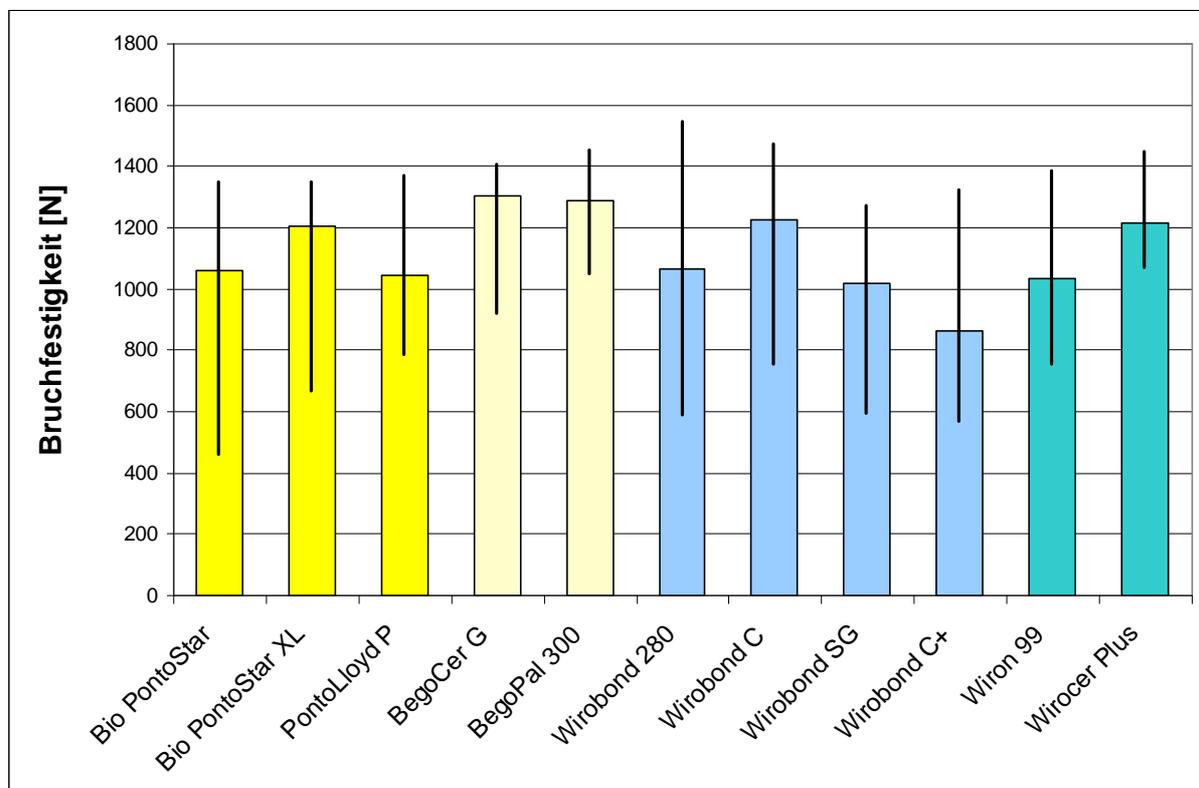


Abbildung 22: Median mit min/max-Werten der Verbundfestigkeiten der EM- und EMF-Legierungen

Der Vergleich der Messwerte von geprüften EMF- und EM-Metall-Keramik-Verbundsystemen ergibt annähernd gleiche Mediane, obwohl das E-Modul der EMF-Gerüste deutlich höher ist, als das E-Modul der untersuchten Restaurationen mit EM-Gerüsten. Eigentlich müssten die getesteten Frontzahnkronen auf Basis von EMF-Legierungen höhere Bruchwerte als Kronen mit EM-Gerüsten aufweisen. Die Ähnlichkeit der Messdaten bestärkt die Vermutung, dass der Haftverbund von EM-

Legierungen und Verblendkeramiken stärker ist, als der Verbund von EMF-Legierungen und Verblendkeramiken. Unterstützt wird diese These durch die Frakturverläufe der getesteten Kronen. Nach der Durchführung des VOSS-Test waren die EM-Gerüste der Prüfkörper weniger stark freigelegt, als die EMF-Gerüste der Kronen. Dies ist als Hinweis eines höheren Verbunds von EM-Legierungen und Keramik zu bewerten.

5.2.4 Vollkeramiksysteme

Ebenso schwankend wie die Messergebnisse der einzelnen vollkeramischen Versuchschargen stellt sich die Fertigung und Zusammensetzung der vollkeramischen Restaurationen dar. In dieser Untersuchung werden Empresskronen, Galvanokronen und Zirkoniumdioxidkronen unter dem Begriff „Vollkeramik“ zusammengefasst.

Innerhalb der Versuchsgruppen weisen die Empresskronen die geringsten Verbundfestigkeiten auf. Auffällig an den niedrigen Messwerten einzelner Empresskronen ist die Tatsache, dass zum Zeitpunkt des Materialbruchs die Krone komplett zerbrochen ist. Die Empresskeramiken verfügen als Monoblock über kein herkömmliches Gerüst. Eine mögliche Erklärung findet sich in der Befestigung der Frontzahnkronen mit Phosphatzement. In einer wissenschaftlichen Dokumentation über Empresskronen wird dazu geraten, diese adhäsiv zu befestigen und nur in Ausnahmefällen zu zementieren [133]. In dieser Studie war eine adhäsive Befestigung aufgrund der Verwendung eines Metallstumpfs nicht möglich.

Weitere Besonderheiten im Bruchverhalten finden sich in der Versuchsreihe mit Galvanokronen. Diese Prüfkörper zeigen überwiegend feine Rissbildungen und keine sichtbaren Abplatzungen. Galvanokronen besitzen einen Metallkörper aus galvanisch abgeschiedenem Gold mit einer Mindestschichtstärke von 0,2 mm [72, 135]. Die sehr dünne Goldschicht der Galvanokronen bildet eine mehr formgebende, als stützende Funktion der Restauration [38]. Während des Testverfahrens könnte die steigende Druckbelastung im Bereich der Goldschicht zu einer elastischen Verformung führen, welche zusätzliche Spannungen auf die Verblendkeramik überträgt und sich in Form von Rissbildungen äußert. Verglichen mit herkömmlichen Verblendkronen sind Galvanokronen aufgrund des niedrigen E-Moduls ihres „Goldgerüsts“ von weniger

als 60 GPa und einer Vickershärte von ca. 40 HV 5 geringer belastbar [19, 72]. Dennoch konnte der VOSS-Test zeigen, dass Galvanokronen ein alternativer Zahnersatz im Frontzahnbereich sein kann.

Die untersuchten vollkeramischen Systeme weisen ähnliche Bruchflächen wie Metall-Keramik-Systeme auf. Unterschiede finden sich in der Verbundfestigkeit, die teilweise deutlich niedriger ist, als beim Metallkeramik-Verbund. Lediglich Keramik-Keramik-Systeme auf Basis von Zirkoniumdioxid zeigen vergleichbare Messergebnisse. Ausführliche Bewertungen über den Umfang und die Bedeutung von Haftungsmechanismen zwischen Verblendkeramiken und Zirkoniumdioxidgerüsten verlangen neue Untersuchungen.

5.2.5 Vergleich von Aufpresskeramik- und Vollkeramiksystemen

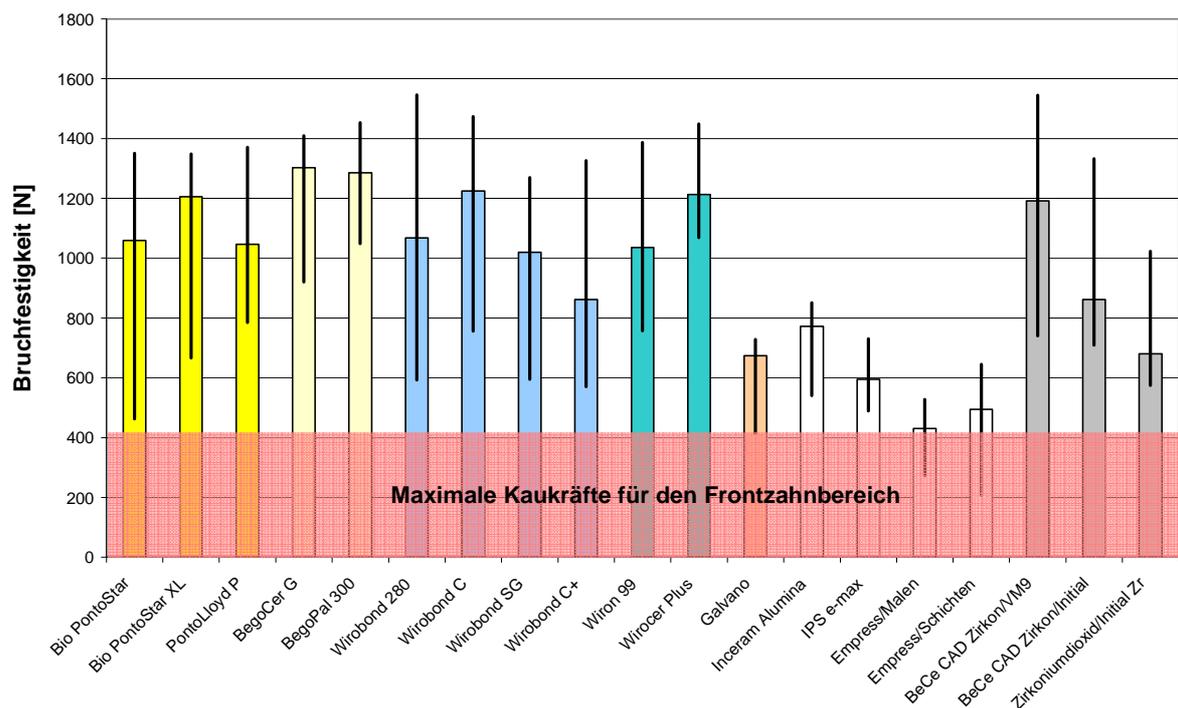


Abbildung 23: Median mit min./max.-Werten der EM- & EMF-Legierungen & Vollkeramiksysteme

Bei einem Vergleich aller Messergebnisse untereinander ist zu beachten, dass die Prüfkörper der Versuchsgruppen auf teilweise unterschiedlichen Gerüstarten basieren, welche zudem mit Hilfe unterschiedlicher Verfahren keramisch verblendet wurden.

Während sich Messergebnisse und Abplatzmuster der Metallkeramik-Verbundsysteme ähneln, variieren die Ergebnisse und Abplatzmuster der vollkeramischen Restaurationen stark.

5.3 Bedeutung für die Praxis

Anhand der Messergebnisse der untersuchten Testreihen dieser Studie konnte mit Hilfe des VOSS-Tests festgestellt werden, dass sich vollkeramische Haftverbundsysteme und Verblendtechniken im Press-on Verfahren als praktische Alternativen zur restaurativen Versorgung eignen.

Ermöglicht wurde diese Erkenntnis durch die universelle Verwendbarkeit des VOSS-Tests. Der VOSS-Test simuliert Kaukräfte in der Mundhöhle. Da vollkeramischer Zahnersatz nach seiner Eingliederung im Mund des Patienten auch auf Druck beansprucht wird, eignet sich dieses Testverfahren für die gesamte Bandbreite keramischer Haftverbundsysteme. In der Literatur sind Testverfahren neben den herkömmlichen keramisch verblendeten Metallkronen auch Untersuchungen mit Galvanokronen [38], Titanverblendkronen [30] oder verschiedenen vollkeramischen Systemen [52] beschrieben. Innerhalb einer Testreihe sind mit diesem Prüfverfahren Untersuchungen unterschiedlicher Verbundsysteme durchführbar [122]. Allerdings sind Vergleiche mit anderen Studien aufgrund der fehlenden Normung und des manuellen Einflusses bei der Prüfkörperherstellung sehr differenziert zu betrachten.

Die Bruchtests zeigten bei vollkeramischen Frontzahnkronen charakteristische Unterschiede. Zwar hielt der Grossteil der Keramik-Keramik-Systeme dem gewählten Grenzwert von 400 N im Frontzahnbereich stand, doch nur Versorgungen auf Basis von Zirkoniumdioxid erreichten vergleichbare Verbundfestigkeiten von Metall-Keramik-Systemen. Die Testung offenbarte ebenfalls die Wichtigkeit der Auswahl einer entsprechenden Verblendkeramik (Abbildung 21). Eine optimale Abstimmung von WAK, Verbundfestigkeit und Kompatibilität der Verblendkeramik mit dem Zirkoniumdioxidgerüst ergibt eine vollkeramische Restauration, die weitere Vorteile der Ästhetik (Transluzenz) und der Biokompatibilität in sich vereint [106].

Die Ergebnisse, der mit Presskeramik verblendeten Legierungen befinden sich oberhalb des gewählten Grenzwertes und zeigen keine signifikanten Unterschiede zwischen EM- und EMF-Gerüsten. Somit deuten die ähnlichen Bruchwerte von identisch verblendeten Prüfkörpern mit jeweils unterschiedlichen Metallgerüsten auf den größeren Einfluss der verwendeten Press-on Keramik und weisen auf eine

untergeordnete Bedeutung der Zusammensetzung der Metallgerüste hin. Der Bruchlinienverlauf und die wiederkehrende Art der Abplatzmuster lassen auf einen stabilen Haftverbund schließen. Auffälligkeiten bei den mit Presskeramik verblendeten Testreihen werden erst in einer Gegenüberstellung mit konventionellen Verblendkeramiken einer zeitgleich verlaufenden Parallelstudie deutlich (Abbildung 24). Im Vergleich mit den Bruchwerten der mit Überpresskeramiken verblendeten Prüfkörper zeigen die konventionell verblendeten Kronen der Parallelstudie deutlich höhere Bruchwerte. Dennoch liegen alle Messergebnisse oberhalb des gewählten Grenzwertes von 400 N und scheinen damit klinisch sicher.

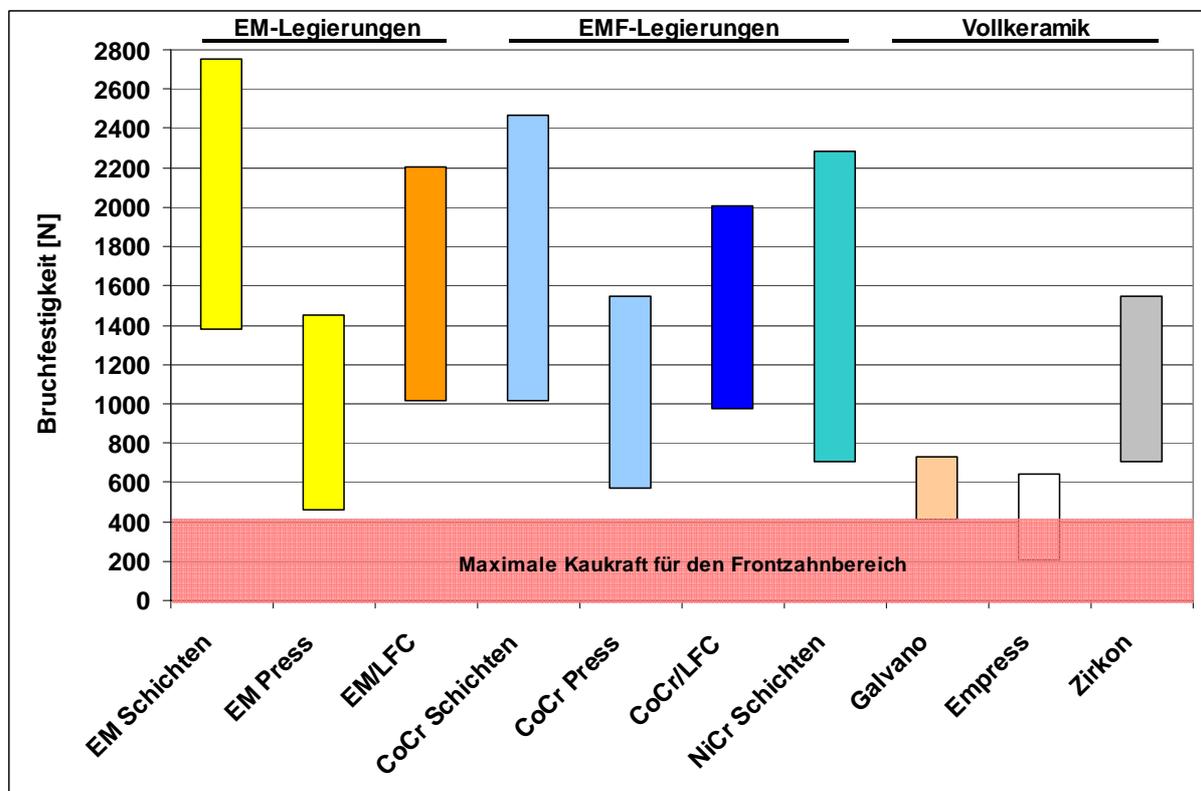


Abbildung 24: Vergleich mit Parallelstudie

In der Abbildung 24 werden Ergebnisse von Bruchtests einer Parallelstudie [46] mit den vorliegenden Messwerten dieser Untersuchung verglichen. Obwohl unterschiedliche Studien mit dem Testverfahren nach VOSS sehr differenziert betrachtet werden sollen, erlauben der zeitgleiche Ablauf, der identische Fertigungs- bzw. Untersuchungsort und die gleichen Gerüstmaterialien einen Abgleich der Testreihen. Der Hauptunterschied der Untersuchung besteht in der Art der Verblendung des Metall-Keramik-Haftverbundes.

Zwar zeigt sich bei den Press-on Keramiken ein konstanterer und geringfügig kleinerer Variationskoeffizient, aber im direkten Vergleich ergeben sich für Schichtkeramiken teilweise doppelt so hohe Verbundfestigkeiten. Hinweise zur Erklärung dieser Messwerte finden sich in der Literatur. „...Entscheidende Voraussetzung: Er beherrscht die handwerkliche Grundlage, das Modellieren, perfekt. Dabei kommt es auf Präzision an. Wer präzise arbeitet, kommt mit der Presstechnik zu hochwertigen Ergebnissen.“ [108]. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass Mangel an Präzision und Perfektion im Umgang zahntechnischer Materialien das Verbundergebnis negativ beeinflussen könnten. Die Minimierung von negativen Einflüssen bei der keramischen Aufpresstechnik ist durch Perfektionierung der Vorarbeiten und Erfahrungen mit der Werkstoffverarbeitung zu erreichen.

6 Zusammenfassung

Mit der vorgelegten Arbeit wurde das Ziel verfolgt, Untersuchungen zum Haftverbund zwischen Verblendkeramiken auf Metall- und Keramikgerüsten zu vergleichen. Die Materialprüfungen wurden in vitro mittels des VOSS-Versuchs durchgeführt.

Von den 130 untersuchten Prüfkörpern wurden 11 Testreihen auf Basis eines Metallgerüstes im Press-on Verfahren keramisch verblendet. Bis auf die von BEGO Medical im SLM-Verfahren gefertigten 6 Gerüste der Charge auf Basis der Legierung Wirobond® C+, wurden die übrigen 10 Versuchschargen á 7 Metallgerüste eigenhändig im Gussverfahren hergestellt. Insgesamt wurden davon sechs Testreihen mit EMF-Legierungen (Wirobond® 280, Wirobond® C, Wirobond® SG, Wirobond® C+, Wiron® 99, Wirocer plus) gefertigt und fünf Testreihen mit EM-Legierungen (BegoPal 300, BegoCer G, Bio Pontostar, Bio Pontostar XL, PontoLloyd P) hergestellt. Verblendet wurden alle metallischen Gerüstmaterialien mit der Presskeramik BeCePress von Bego.

47 der 130 untersuchten Prüfkörper sind den Vollkeramikronen zuzuordnen. Dabei wurden 47 Kronen in 7 Testreihen unterteilt. Bis auf die Versuchschargen von Inceram Alumina / Vitadur und IPS e-max Press, bei denen nur sechs Prüfkörper gefertigt wurden, bestanden die verbliebenen fünf Testreihen aus jeweils 7 Prüfkörpern. Die Fertigung der 7 vollkeramischen Systeme variieren in Abhängigkeit der entsprechenden Herstellungsprozesse. Zum einen wurden keramische Gerüstmaterialien (Inceram Alumina, Zirkon) manuell keramisch verblendet (Vitadur). Zum anderen wurden Vollkeramiksysteme aus einem Material gefertigt (Empress). Einen Sonderstatus nehmen die Galvanokronen ein. Bei diesen Kronen orientiert sich der keramische Werkstoff an einer hauchdünnen Goldschicht.

Die Testmethode nach Voss erlaubt universelle Einsatzmöglichkeiten und praxisnahe Untersuchungen. Aber aufgrund einer fehlenden Normierung und stark schwankenden Messwerten ist dieses Prüfverfahren kritisch zu betrachten. Dennoch ermöglicht diese Materialprüfung einen einzigartigen Vergleich zwischen verschiedenen Verbundsystemen.

Die Ergebnisse des VOSS-Tests weisen darauf hin, dass der überwiegende Anteil der geprüften Frontzahnkronen klinischen Ansprüchen genügt. Lediglich vereinzelte Messwerte bei vollkeramischen Systemen lassen ein Versagen der prothetischen Versorgung bei maximaler Kaukraftbelastung im Frontzahnbereich vermuten. Obwohl der VOSS-Test die klinische Tauglichkeit vollkeramischer Kronen bzw. Galvanokronen bei einem gewählten Grenzwert von 400 N [107] bestätigt, können außergewöhnliche Belastungssituationen (z. B. Bruxismus) die Stabilität des Haftverbunds gefährden. Einzig Vollkeramiksysteme auf Basis von Zirkoniumdioxid konnten in dieser Studie solchen Kräften standhalten.

Die untersuchten Metall-Keramik-Systeme überzeugen im Vergleich zu den Vollkeramiken mit höheren Messwerten. Die Verwendung von Press-on-Keramiken als Verblendmaterial der Metallgerüste verdeutlicht die Praxistauglichkeit dieses Werkstoffs.

Zusammenfassend konnten die Untersuchungen des Voss-Tests zeigen, dass aufgrund der Bruchfestigkeiten vollkeramische Lösungen im Frontzahnbereich eine Alternative zu Metall-Keramik-Verbundsystemen sind.

6.1 Summary

The aim of this study was to compare and to analyse the bond strength of metal ceramic systems and full ceramic systems by using the testing method purposed by VOSS against the background of clinical suitability.

The 130 specimens were designed as prosthetic anterior crowns of the human maxilla. 83 of the 130 dental crowns belong to the group of metal-ceramic systems. This 83 specimens were divided into 11 test series based on a metal framework. Except for the 6 frames of the lot based on the alloy Wirobond ® C + manufactured by BEGO Medical in SLM process, all the remaining 10 experimental batches were prepared in a 7 frames, metal hand in the casting process. The metal frameworks were made out of non-precious alloys (Wirobond ® 280, Wirobond ® C, Wirobond ® SG, Wirobond ® C +, Wiron ® 99, Wirocer plus) and precious metal alloys (BegoPal 300, BegoCer G, Bio PontoStar prepared Bio PontoStar XL, PontoLloyd P). All metallic framework materials were veneered with the press on ceramic BeCePress of BEGO.

47 of the 130 examined specimens are classified as all-ceramic crowns. The 47 crowns were divided into 7 test series. Up to the experimental batches of Inceram Alumina / Vitadur and IPS e-max press in which only six test pieces were produced, all the remaining five tests included in each case 7 specimens.

The 7 full ceramic crowns are produced in different manufacturing processes. Ceramic framework materials like Zirkonia were manually veneered. Other full ceramic materials like Empress were made out of one material. Galvano crowns take a special place in the full ceramic system. These crowns are made of ceramic material based on a very thin layer of gold.

The test method to Voss allows universal application and practical investigations. But due to lack of standardization and fluctuating readings of this test method is to be criticized. Nevertheless, this material provides a unique comparison test between different composite systems.

The results of the VOSS-testing indicate that the majority of the tested anterior crowns meet clinical requirements. Only isolated measurements for all-ceramic systems have a failure of the restoration at maximum masticatory suspect in the anterior region. Although the VOSS test the clinical utility and galvano-ceramic crowns with a set limit of 400 N [107] confirmed to particular pressures situations (such as bruxism) destabilize the compound. Only all-ceramic systems based on zirconium dioxide in this study were able to withstand such forces.

The investigated metal-ceramic systems are impressive in comparison to the all-ceramic materials with higher readings. The use of press-on ceramics as a veneering of metal frameworks illustrates the feasibility of this material.

In summary, the VOSS-test studies show that all-ceramic solutions in the anterior region are an alternative to metal-ceramic systems.

7 Literaturverzeichnis

1. Adamczyk E, Spiechowicz E (1990)
Plaque accumulation on crowns made of various materials.
Int J Prosthodont 3 (3): 285-91.
2. Al Mutawa N; Sato T; Shiozawa I; Hasegawa S; Mi H (2000)
A study of the bond strength and color of ultralow-fusing porcelain.
Int J Prosthodont 13: 159-165.
3. 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.
4. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H (2012)
Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-
ceramic restorations. Int J Prosthodont 25 (1): 70-78.
5. Bischoff H (1997)
Verblendfähigkeit gegossenen Titans in Wirz, J., Bischoff, H. Titan in der
Zahnmedizin, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin
6. Böhm U (2001)
Der Metall-Keramik-Verbund - eine sehr komplexe Einheit.,
Dtsch Zahnärztl W (Band 41):15.
7. Breustedt A (1968)
Geschichte und Entwicklung der zahnärztlichen Keramik.
In: Breustedt, A.: Zahnärztliche Keramik.
VEB Verlag Volk und Gesundheit
8. Bundeszahnärztekammer (BZÄK), Kassenzahnärztliche Vereinigung (2009)
Das Dental Vademekum, Deutscher Zahnärzterverlag, Köln
9. Canabarro Sde A., Shinkai R.S.(2006)
Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate
adults, Int J Prosthodont 19: 177-82.

10. Claus H (1980)
Entwicklung der Dentalkeramik, ZWR 89: 36-39
11. Claus H (1981)
Dreistoffsystem - Diagramm, in: Die Bedeutung des Leuzits für die Dentalkeramik. ZWR 90: 44-46.
12. Claus H (1982)
Verbundfestigkeit eines metallkeramischen Systems in Abhängigkeit von der Brenntemperatur., Zahnärztl Welt (Band 91): 50-54
13. Craig RG, Powers JM, Wataha JC (2006)
Zahnärztliche Werkstoffe, Urban & Fischer Verlag, Elsevier GmbH, München
14. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJT (2012)
A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: Three-year results
Dental Materials 28: 229-236.
15. Damerau G (2005)
Werkstoffwissenschaftliche Untersuchung eines experimentellen Verfahrens zur Herstellung eines Verbundes zwischen Metall und Verblendkunststoff, Dissertation Berlin
16. 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.
17. 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.
18. Derfert B (2003)
Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von verschiedenen Metall-Keramik-Kombinationen auf der Basis von EM- und NEM-Legierungen in Verbindung mit herkömmlicher und niedrigschmelzender Keramik, Dissertation Berlin
19. Diedrichs G, Rosenhain P (1995)
Galvanoforming: Bio-Ästhetik in der restaurativen Zahnheilkunde

20. DIN EN ISO 9693 Berlin (2001)
Dentale restaurative Metallkeramiksysteme
Beuth Verlag
21. DIN EN ISO 22674 (2007)
Zahnheilkunde – Metallische Werkstoffe für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen, Beuth Verlag
22. Dorsch P (1989)
Die gezielte Änderung des Wärmeausdehnungskoeffizienten durch spezifische Brennmethode.,
Quintessenz Zahntech (Band 15): 801-808.
23. Eichner K (1979)
Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik., Hanser Verlag, München
24. Eichner K:(1985)
Mikromorphologische und analytische Untersuchungen von NEM-Legierungen für die Metallkeramik.
Dtsch Zahnärztl Z 40: 1151-1154.
25. Eichner K (1997)
Metallkeramik nach dreißigjähriger Anwendung.
Teil 2 Zahnärztl. Welt 9: 562-567.
26. Eichner K (2005):
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. (Band 1)
8.Auflage, Thieme Verlag
27. Eichner K (2008):
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, (Band 2)
Thieme Verlag
28. Erpenstein H, Borchard R, Kerschbaum T (2000)
Long-term clinical results of galvano-ceramic and glass-ceramic individual crowns, The Journal of Prosthetic Dentistry 83 (5): 530-534.
29. Fischer J (2002)
Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy.
Biomaterials 23 (5):1303-1311.
30. Fischer J (2006)
Zirkoniumdioxid und Titan: zwei Gerüstwerkstoffe – eine Verblendkeramik. DZW Zahntechnik 12: 20-22.

31. Franzkowiak S (2005)
Werkstoffkundliche Untersuchungen vollkeramischer Restaurationssysteme hergestellt nach dem CICERO®-Verfahren
Med Diss, Freiburg
32. Freesmeyer WB, Lindemann W (1985)
Einfluß der Brennbedingungen auf das Rekristallisationsverhalten aufbrennkeramischer Massen., Dtsch Zahnärztl Z (Band 40): 461-465.
33. Freesmeyer WB (1995)
Klinische Prothetik Band 1, Heidelberg
34. Galindo ML, Sendi P, Marinello CP (2011)
Estimating long-term survival of densely sintered alumina crowns: a cohort study over 10 years. J Prosthet Dent 106: 23-28.
35. Gehre G (1996)
Keramische Werkstoffe. In: Eichner, K. Kappert, H.F.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Hüthing, Heidelberg
36. Geis – Gerstorfer J (1996)
Nichtedelmetalllegierungen in Eichner: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Thieme Verlag
37. Gelinas G (2000)
Zauberwort „Metallkeramiksysteme“. DZW Zahntechnik 11/00: 35-36.
38. Ghazy MH, Madina MMA (2006)
Fracture resistance of metal- and galvanoceramic crowns cemented with different luting cements: in vitro comparative study.
Int J Prosthodont 19: 610-612.
39. Glimm M (2007)
Vergleich der Haftverbundfestigkeit von Metall-Keramik- und Vollkeramik-Systemen, Diplomarbeit Bremen
40. Groll W (1983)
Charakterisierung der Haftung eines Schichtverbundes aus Edelmetall-aufbrennlegierung und Dentalkeramik.,
Z Werkstofftechnik (Band 14): 98.
41. Hösch A, Strietzel R (1994)
Der Einfluß von organischen Säuren auf das Korrosionsverhalten von Titan. Zahnärztl Welt 3: 169-170.

42. Hoffmann-Axthelm (1995)
Lexikon der Zahnmedizin, 6.Auflage, Quintessenz Verlags GmbH,
Berlin
43. Hohmann A, Hielscher W (1993)
Lehrbuch der Zahntechnik (Band 3), Quintessenz Verlag-GmbH
44. Holdt R (1999)
Eigenschaften von Legierungskomponenten
Dtsch Zahnärztl W Spezial (Band 1): 22-24.
45. Immich H (1974):
Medizinische Statistik,
F. K. Schattauer Verlag, Stuttgart
46. Jacobs Y (in Arbeit)
Vergleichende Untersuchung der In-vitro Bruchfestigkeiten von
verschiedenen EM- bzw. EMF- Gerüsten mit konventionellen und
hochexpandierenden Keramikverblendungen mittels des VOSS-
Versuchs, Med Diss, Berlin
47. Jelinek T (2005)
Praktische Galvanotechnik, Ein Lehr- und Handbuch. Leuze, Bad
Saulgau
48. 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.
49. Kappert HF (1994)
Metalle in der Zahnmedizin und ihre Verarbeitung aus klinischer Sicht,
Curriculum Prothetik Band 2, Quintessenz Verlag, Berlin
50. Kappert HF (1996)
Moderne Metall-Keramik-Systeme mit Omega 900,
Zahnärztl Mitteilungen 18: 1-8.
51. Kappert HF, Pfeiffer P, Schwickerath H (1999)
Dentallegierungen auf Palladiumbasis
Zahnärztliche Mitteilung 18: 40-44.
52. Kappert HF, Krahe M (2001)
Keramiken – eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 2001;27:668-704.

53. Kelly JR (1995)
Perspectives on strength. Dent. Mater 11: 103-110.
54. Kern M, Pröbster L
Who is Who in der Welt vollkeramischer Restaurationssysteme.
Arbeitsgemeinschaft Keramik Wiesbaden-Tübingen 2006.
55. Kinzel J (2003)
Der Zahnersatz in Jacob Callman Linderers Schrift , Lehre von den
gesamten Zahnoperationen' (1834).
Zahnmed. Diss. LMU München 2003
56. Körber K, Ludwig K (1982)
Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie, Physik und Chemie
dentaler Werkstoffe, Thieme V., Stuttgart.
57. Körber KH, Ludwig K (1983)
Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer
Konstruktionen. Dental-Labor XXXI: 55-60.
58. Kohler W (1995)
Das IPS-Empress-System. Der Stand der Technik anno 1995.
Dent Lab XLIII:1993-2002
59. Krumbholz K (1986)
Wärmedehnung keramischer Massen. Dent lab 2:1935-1937.
60. Krumbholz K (1996)
Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken
ZWR 3: 193-199.
61. Krumbholz K (1998)
Entwicklung und Eigenschaften der Aufbrennkeramik.
Dent lab 2: 189-194
62. Kruth JP (2005)
Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser
Melting. Rapid prototyping journal 11(1): 26-36.
63. Kunth A (2009)
Einfluss verschiedener Stumpfbeweglichkeiten auf die Bruchlast
viergliedriger CAD/CAM-gefertigter Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxid-
vollkeramik mit künstlicher Alterung durch Thermocycling
Dissertation Berlin

64. Lahl C (2002)
Der Einsatz der CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde
Zahnmedizinische Dissertation, Berlin
65. Lautenschlager EP, Greener EH, Elkington WE (1969)
Microprobe analysis of gold-porcelain-bonding.
Journal Dental Research (Band 48, Nov): 1206-1210.
66. Lehmann KM, Hellwig E (1998)
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde
Urban & Schwarzenberg, 8. Auflage
67. Lenz J; Schwarz S; Schwickerath H; Sperner F und Schafer A (1995)
Bond Strength of Metal-Ceramic Systems in Three-Point Flexure Bond
Test, Journal of Applied Biomaterials (Band 6): 55-64.
68. Lenz E (1998)
Dentallegierungen in Meiners, H., Lehmann, K.M.: Klinische
Materialkunde für Zahnärzte, Carl Hanser Verlag, München Wien
69. Marx R, Weber M, Jungwirth H (2001)
Vollkeramische Kronen- und Brückenmaterialien-Eigenschaften und
Anforderungen, Eigenverlag Aachen (5. Auflage)
70. Marxkors R (1972)
Werkstoffe in der zahnärztlichen Praxis
Barth Verlag, Frankfurt /Main
71. Marxkors R, Meiners H (1991)
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.,
4. Auflage, Carl Hanser Verlag, München.
72. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorf J (2008)
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser Köln
73. McLaren EA, Giordano II RA, Pober R, Abozenada B (2004)
Zweiphasige Vollglas-Verblendkeramik.
Quintessenz Zahntechnik 30, 1: 32-45.
74. McLaren EA, White SN (2000)
Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical
trial. J Prosthet Dent 83: 216-222.

75. McLean JW (1981)
Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik, Band 2
Quintessenz, Berlin- Chicago- Tokio
76. McLean JW (2001)
Evolution of dental ceramics in the twentieth century.
J Prosthet Dent 85: 61-66.
77. Mehl A, Gloger W, Hickel R (1999)
Möglichkeiten und Perspektiven des neuen Abtastsystems
PRECISCAN für die CAD/CAM-Technologie
Quintessenz Zahntechnik 25: 427-433.
78. Meiners H, Lehmann KM (1998)
Klinische Materialkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag, München Wien
79. 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 2001
80. Meyer JM, Lüthy H (1995)
Titan in der Zahnheilkunde-Welche Entwicklung gibt es bis heute
Quintessenz Zahntechnik 21: 681-712.
81. Mietko M (2008)
Vergleich verschiedener Prüfmethode zur Bestimmung der
Verbundfestigkeit zwischen einer Kobalt-Chrom-Legierung und einer
Verblendkeramik. Med. Diss., Berlin
82. Nally JN, Berta JJ (1965)
Recherches experimentales sur les proprietes mecaniques des
ceramiques cuites alliages, Rev Mens Suisse Odonto-Stomatol
(Band 75): 93.
83. O'Brien W, Ryge G (1964)
Relation between molecular force calculation and observed strengths of
enamel-metal-interfaces
Journal American Ceramic Society (Band47): 5-8.

84. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D (1998)
Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns
The Journal of Prosthetic Dentistry 80:450-455.
85. Örtorp A, Maria Lind Kihl, Gunnar E. Carlsson (2012)
A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted
in a private clinical setting, Journal of Dentistry 40: 6, 527-530.
86. Paphangkorakit J, Osborn JW (1998)
Effects on human maximum bite force of biting on
a softer or harder object.
Arch Oral Biol; 43 (11): 833-839.
87. Paulino S, Leal M, Pagnano V, Bezzon O (2007)
The castibility of pure titanium compared with Ni- Cr and Ni- Cr- Be
alloys, J Prosthet Dent, 98: 445-454.
88. Pospiech P (2002)
Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.
dental-praxis, 9/10: 255-257.
89. Preston JD (1989)
Perspektiven der Dentalkeramik
Berichte vom 4. internationalem Keramik-Symposium
Quintessenz Verlags- GmbH
90. Pröbster L (2001)
Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?
Deutsche Zahnärztliche Zeitung 56: 575-576.
91. Pschyrembel (1998)
Klinisches Wörterbuch, 258. Auflage, de Gruyter Verlag, Berlin
92. Püchner J (1971)
Der Einfluß der Brenntemperatur auf die Haftfestigkeit von
zahnärztlichen metallkeramischen Verbindungen., Diss, Berlin
93. Reinsch C (2008)
Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von Metall-
Keramik-Kombinationen in Verbindung mit herkömmlicher und
niedrigschmelzender Keramik bei Verwendung unterschiedlicher
Gusssysteme, Dissertation Berlin

94. Reitemeier B, Hänsel K, Kastner C, Walter M H (2007)
Prospektive Studie zur Bewährung metallkeramischer Edelmetallkronen unter Praxisbedingungen: 8-Jahresergebnisse.
Dtsch Zahnärztl Z 62: 104-109.
95. Reuling N, Siebert GK (1989)
Keramische Werkstoffe-Entwicklungsstand und Bedeutung,
Dent Lab 37: 67-71.
96. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. (2003)
CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 58(10): 559-569.
97. Rudolph M (2006)
Randspaltnessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst
Med Diss, Halle-Wittenberg
98. Sachs L (1993)
Statistische Methoden: Planung und Auswertung, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg
99. Sachs L (2002)
Angewandte Statistik., Springer Verlag, Berlin-Heidelberg
100. Schmidt A, Michael W, Böning K (1998)
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin.
Quintessenz 49: 1111-1122.
101. Schmitz KH, Schulmeyer H (1975)
Bestimmungen der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme., Dent Lab (Band 23): 1416-1419.
102. Schmitz K (1985)
Dental-Keramik In: Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2, 5. Auflage Hüthig Verlag Heidelberg
103. Schorn G (2009)
MPG Medizinproduktegesetz: Rechtstexte des Medizinproduktegesetzes mit Anmerkungen zur Anwendung der wesentlichen Verordnungen, wissenschaftliche Verlagsgesellschaft

104. Schwalbe N (2009)
Vergleichende Untersuchungen zum Schwickerath-Versuch, Voss-Versuch und Abschrecktest, Med. Diss Berlin
105. Schwickerath H, Mokbel MA (1983)
Über den Einfluß unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten in der Metallkeramik., Dtsch Zahnärztl Z (Band 38): 949-952.
106. Schwickerath H (1985)
Festigkeitsverhalten von aufbrennfähigen Keramiken.
Dtsch Zahnärztl Z (Band 40): 996-1003.
107. Schwickerath H, Coca (1987)
Einzelkronen aus Glaskeramik, Phillip J Restaur Zahnmed 4: 336-338.
108. Senf C (2010)
Wie, du presst? ZWL (13.Jahrgang) ZWL 5/2010: 19-21
109. Siebert GK (1989)
Dentallegierungen in der zahnärztlichen Prothetik.,
Carl-Hauser-Verlag, München-Wien.
110. Smales RJ, Hawthorne WS (1997)
Long-term survival of extensive amalgams and posterior crowns.
J Dent 25:225-227.
111. Sozio RB (1983)
The shrink-free ceramic crown.
Prosthet Dent J 49 (2): 182-187.
112. Stephan M (1996)
Beschichtungsverhalten von Verblendmaterialien auf Dentalkeramiken
Diplomarbeit, Geowiss. Fak., Universität Tübingen
113. Stümke M (1996)
Edelmetall-Legierungen in Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche
Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1
114. Strietzel R (1998)
Quintessenz der Dentallegierungen.
Quint Zahntechnik 24: 509-517.
115. Strietzel R (1999)
Haftoxide sind für den guten Verbund wichtig, aber nicht
unproblematisch. Dtsch Zahnärztl W Spezial (Band 1): 25-27.

116. Strietzel R. (2004)
Kobalt-Chrom-Legierungen für Kronen und Brücken-warum eigentlich nicht? DZW-Zahntechnik 03/04: 24-28.
117. Strietzel R (2005)
Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme
Verlag Neuer Merkur GmbH
118. Strietzel R, Lahl C. (2007)
CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis.
Neuer Merkur GmbH, München
119. Strietzel R (2008)
Aufbrennfähige Silber-Legierung zur Herstellung keramisch verblendeter Dentalrestorationen
Patentblatt 2008/39 (24.09.2008) Europäische Patentschrift
120. Tam LE, Chan GP, Yim D (1997)
In vitro caries inhibition effects by conventional and resin-modified glass-ionomer restorations. Oper Dent 22: 4-14.
121. Tauber M (2006)
Die Verbundfestigkeit von Metall und Keramik. Quintessenz Zahntech 32: 1052-1061.
122. Tholey MJ, Stephan M (2007)
Haftverbundmechanismen in dentalen Schichtsystemen,
Quintessenz Zahntechnik (Band 33), Nr. 2: 160-168.
123. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R (1999)
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 54: 545-550.
124. Van der Zel JM (2005)
Ergebnisse mit einem neuen Verblendsystem für Zirkonoxidgerüste
Zahntech Mag 9: 204-209.
125. van Straelen F (1997)
Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von drei Metall-Keramik-Verbundkombinationen in Abhängigkeit von Lagerbedingungen und Brennzyklen., Zahnmed Diss, Berlin
126. Vita Zahnfabrik (2000)
Produktinformation Vita Omega 900, Bad Säckingen

127. Voss R (1957)
Untersuchungen über die Verblendkrone und ihre mechanische Widerstandsfähigkeit. Zahnärztl Rdsch 66: 265-268.
128. Voss R (1969)
Die Festigkeit metallkeramischer Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z (Band 24): 726-731.
129. Weber H (1989)
Neue Technologien in der zahnärztlichen Prothetik
Dtsch Zahnärztl Z 44: 817.
130. Weiss J (1978)
Vergleichende Aspekte der Aufbrennkeramik bei Edelmetall- und edelmetallfreien Aufbrennlegierungen
Quintessenz Zahntechnik (Band 4)
131. Weiss J (1978)
Vergleichende Aspekte der Aufbrennkeramik bei Edelmetall- und edelmetallfreien Aufbrennlegierungen
Quintessenz Zahntechnik (Band 5)
132. Weißbach W (2007)
Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung. 16. Auflage, Vieweg
Friedrich + Sohn Verlag, Wiesbaden
133. Wey M (1997)
Wissenschaftliche Dokumentation IPS Empress
134. Wirz J; Schmidli F, Förster FW (1994)
Haftoxide., Quintessenz Zahntechnik (Band 45): 1279-1290.
135. Wirz J (1999)
Galvanotechnologie – ein bewährter Weg zum biologischen Zahnersatz
Quintessenz Zahntechnik 50 (2): 153-160.
136. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC (1995)
Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications.
Int J Prosthodont 8: 105-116
137. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M (2009)
Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years, Dent Mater 25: e63-e71.

138. 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.
139. Yilmaz H, Usanmaz A, Yalug S (1999)
Die keramischen Massen für die Titanverblendung und ihre physikalischen Eigenschaften. Quintessenz Zahntechnik 25: 995-1002.

8 Anhang

Tabelle 19: Übersicht von Untersuchungen zur Überlebenswahrscheinlichkeit von keramisch verblendeten Metall- und Vollkeramik-Restorationen

Autor	Art der Restauration	Beobachtungszeitraum [Jahre]	Überlebensrate [%]	Jahr der Veröffentlichung
Beier [4]	Feldspat-/Glaskeramiken	20	78,5	2012
Beier [4]	Feldspat-/Glaskeramiken	15	85,8	2012
Beier [4]	Feldspat-/Glaskeramiken	10	93,5	2012
Beier [4]	Feldspat-/Glaskeramiken	8	95,6	2012
Beier [4]	Feldspat-/Glaskeramiken	5	97,3	2012
Örtorp [85]	Zirkonoxid-Kronen	5	88,8 (95,9)	2012
Galindo [34]	Alumina-Kronen (gesintert)	10	95	2011
Crisp [14]	Vollkeramikbrücken	3	91,2 (94,1)	2010
Wolfart [137]	IPS-emax Press-Brücken	8	93	2009
Erpenstein [28]	Galvano	7	92FZ / 96,5M	2000
Erpenstein [28]	Dicor	7	82,7FZ / 70M	2000
McLaren [74]	InCeram-Kronen	3	98FZ / 94M	2000
Odén [84]	Procera-Kronen	5	94,8	1998
Reitemeier [94]	VMK-Kronen (Goldleg.)	8	92,4	2007
Reitemeier [94]	VMK-Brücken (Goldleg.)	8	87,5	2007
De Backer [16]	VMK-Brücken (Goldleg.)	20	66,2	2006
De Backer [17]	VMK-Kronen	18	78	2006
Smales [110]	VMK-Kronen	20	70,3	1997
Smales [110]	VMK-Kronen	15	81,1	1997
Smales [110]	VMK-Kronen	10	87	1997
Smales [110]	VMK-Kronen	5	95,1	1997

FZ – Frontzähne

M – Molaren / Prämolaren

() – Überlebensrate ausschließlich Materialdefekte

Tabelle 20: Vorwärm-, Giesstemperaturen und Programmplätze der Nautilus CC plus für die EM- & EMF-Legierungen

Legierung	Muffeltemperatur [°C]	Gießtemperatur [°C]	Programmnr.
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
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

Tabelle 21: Brenntabelle für Verblendkeramiken

	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 9	Washbrand	500	4	80	/	880	1
	Opakerbrand	500	4	80	/	880	1
	1.Dentinbrand	500	6	55	ja	930	1
	2.Dentinbrand	500	6	55	ja	920	1
	Glanzbrand	500	4	80	/	920	1
Vitadur alpha	Washbrand	600	6	60	ja	960	1
	Opakerbrand (2x)	600	6	60	ja	960	1
	1.Dentinbrand	600	6	58	ja	950	1
	2.Dentinbrand	600	6	58	ja	950	1
	Glanzbrand	600	/	85	/	940	1
GC Initial	Washbrand	450	4	55	ja	800	1
	Opakerbrand	450	4	55	ja	800	1
	1.Dentinbrand	450	6	45	ja	810	1
	2.Dentinbrand	450	6	45	ja	800	1
	Glanzbrand	480	2	45	/	820	/
BeCe Press	Washbrand	400	6	80	ja	950	1
	Opakerbrand	400	6	80	ja	950	1
	Press-Ingot (Keramikpressofen)	700	8	60	ja	920	20
				(Pressdruck 2,8 - 3,5 bar)			
	Glanzbrand	400	5	45	/	790	1

Tabelle 22: Kronenstärke EMF und BeCePress

Gerüst / Verblendung	Bruchkraft in N	palatal in mm	vestibulär in mm	inzisal in mm
	592	1,3	1,35	2,25
Wirobond 280	685	1,35	1,3	2,3
BeCe Press	1068	1,3	1,3	2,2
	799	1,2	1,3	2,25
	1426	1,35	1,35	2,3
	1547	1,3	1,3	2,25
	1443	1,3	1,3	2,3
	1233	1,4	1,3	2,3
Wirobond C	1225	1,4	1,2	2,35
BeCe Press	1473	1,4	1,3	2,3
	1118	1,3	1,35	2,35
	756	1,45	1,2	2,3
	1210	1,4	1,25	2,3
	1255	1,45	1,3	2,3
	785	1,4	1,3	2,2
Wirobond SG	1144	1,45	1,4	2,3
BeCe Press	931	1,3	1,3	2,3
	1031	1,4	1,4	2,2
	1270	1,35	1,3	2,2
	595	1,4	1,35	2,3
	1020	1,4	1,3	2,25
	570	1,4	1,25	2,25
Wirobond C+	691	1,35	1,3	2,3
BeCe Press	1325	1,3	1,3	2,25
	612	1,4	1,3	2,3
	1033	1,4	1,3	2,35
	1178	1,3	1,2	2,2
	1146	1,4	1,3	2,1
Wiron 99	1387	1,35	1,3	2,3
BeCe Press	817	1,3	1,35	2,25
	1036	1,3	1,3	2,3
	757	1,3	1,3	2,2
	1063	1,3	1,2	2,3
	1030	1,3	1,3	2,4
	1450	1,4	1,35	2,3
Wirocer Plus	1245	1,35	1,3	2,3
BeCe Press	1104	1,35	1,3	2,3
	1070	1,2	1,3	2,1
	1173	1,3	1,3	2,3
	1213	1,3	1,3	2,25
	1400	1,3	1,3	2,3

Tabelle 23: Kronenstärke EM und BeCePress

Gerüst / Verblendung	Bruchkraft in N	palatinal in mm	vestibulär in mm	inzisal in mm
	1058	1,35	1,3	2,3
Bio PontoStar	1038	1,4	1,3	2,3
BeCe Press	1351	1,3	1,25	2,1
	463	1,3	1,2	2,3
	1227	1,4	1,3	2,3
	1033	1,4	1,2	2,2
	1078	1,3	1,25	2,3
	1267	1,3	1,35	2,25
Bio PontoStar XL	1253	1,4	1,4	2,35
BeCe Press	1037	1,4	1,3	2,3
	1206	1,35	1,4	2,3
	1349	1,4	1,35	2,3
	851	1,35	1,4	2,35
	667	1,35	1,4	2,3
	1371	1,45	1,4	2,2
PontoLloyd P	1010	1,4	1,4	2,2
BeCe Press	896	1,3	1,3	2,25
	1046	1,3	1,4	2,2
	1338	1,3	1,4	2,25
	1237	1,4	1,4	2,05
	785	1,35	1,25	2,35
	1364	1,4	1,4	2,3
BegoCer G	1010	1,3	1,35	2,3
BeCe Press	921	1,4	1,35	2,25
	1319	1,35	1,3	2,35
	1409	1,35	1,35	2,3
	1303	1,3	1,3	2,3
	1030	1,3	1,3	2,3
	1453	1,35	1,35	2,2
BegoPal 300	1433	1,3	1,3	2,3
BeCe Press	1159	1,35	1,3	2,35
	1286	1,3	1,4	2,3
	1252	1,3	1,35	2,25
	1048	1,4	1,4	2,25
	1367	1,3	1,3	2,3

Tabelle 24: Kronenstärke Vollkeramiksysteme

Gerüst / Verblendung	Bruchkraft in N	palatinal in mm	vestibulär in mm	inzisal in mm
	679	1,1	1,2	2,1
Galvano	649	1,2	1,1	2,1
Omega 900	508	1,2	1,1	2,1
	413	1,1	1,1	2,1
	717	1	1	2,2
	728	1,1	1,1	2,1
	674	1,2	1,2	2,1
	338	1	1,2	2,8
Empress/Malen	273	1	1,1	2,7
	466	1,1	1	2,5
	382	1	1	2,5
	528	1,2	1	2,5
	526	1,1	1,1	2,6
	430	1,2	1,1	2,4
	646	0,9	1	2
Empress/Schichten	318	1	0,9	1,9
	547	1,1	0,8	2,2
	471	1	0,9	2,2
	512	1,2	1	2
	494	1,3	1,1	2,8
	207	0,9	0,8	2
	588	1,35	1,3	2,3
Zirkoniumdioxid	755	1,3	1,3	2,25
GC Initial Zr	645	1,35	1,3	2,3
	1023	1,3	1,3	2,25
	680	1,3	1,3	2,25
	574	1,25	1,3	2,3
	721	1,3	1,3	2,2

Wandstärkemessungen für die Systeme: Inceram Alumina/Vitadur alpha, IPS e-max, BeCe CAD Zirkon/VM9 und BeCe CAD Zirkon/Initial liegen nicht vor.

8.1 Beschreibende Statistik der Messwerte

8.1.1 Edelmetallfreie Legierungen

Tabelle 25: Testergebnisse EMF-Legierung mit Press-on Keramik

Legierung	Wirobond 280	Wirobond C	Wirobond SG
Verblendkeramik	BeCe Press	BeCe Press	BeCe Press
1	592,18	1232,82	784,56
2	685,49	1224,68	1144,24
3	1067,76	1473,36	930,83
4	798,93	1118,33	1030,79
5	1426,39	755,94	1269,93
6	1546,57	1210,41	594,53
7	1442,76	1255,14	1019,94
Mittelwert	1080	1182	968
Median	1068	1225	1020
Mittelwert/Median	1,01	0,96	0,95
Stdabw.	396	216	225
Variationskoeffizient	36,7	18,3	23,2
min. Wert	592	756	595
max. Wert	1547	1473	1270

Tabelle 26: Fortführung Tbl. Testergebnisse EMF-Legierung mit Press-on Keramik

Legierung	Wirobond C+	Wiron 99	Wirocer Plus
Verblendkeramik	BeCe Press	BeCe Press	BeCe Press
1	570,29	1145,67	1449,5
2	691	1387	1245,37
3	1325,81	816,79	1104,43
4	612,13	1035,63	1069,59
5	1033,79	756,92	1172,62
6	1178,92	1062,86	1213,06
7		1030,47	1399,95
Mittelwert	902	1034	1236
Median	862	1036	1213
Mittelwert/Median	1,05	1,00	1,02
Stdabw.	320	209	143
Variationskoeffizient	35,5	20,2	11,5
min. Wert	570	757	1070
max. Wert	1326	1387	1450

8.1.2 Edelmetalllegierungen

Tabelle 27: Testergebnisse EM-Legierung mit Press-on Keramik

Legierung	Bio PontoStar	Bio PontoStar XL	PontoLloyd P	BegoCer G	BegoPal 300
Verblendkeramik	BeCe Press	BeCe Press	BeCe Press	BeCe Press	BeCe Press
1	1058,46	1266,87	1370,88	1364,13	1452,92
2	1038,50	1252,51	1009,19	1009,53	1433,14
3	1350,99	1037,44	896,36	920,77	1158,71
4	462,79	1205,51	1046,48	1318,96	1285,64
5	1226,61	1348,71	1338,49	1409,12	1252,46
6	1032,98	851,35	1236,69	1302,77	1048,15
7	1078,33	666,57	784,57	1029,66	1367,13
Mittelwert	1036	1090	1098	1194	1285
Median	1058	1206	1046	1303	1286
Mittelwert/Median	0,98	0,90	1,05	0,92	1,00
Stdabw.	279	251	224	199	147
Variationskoeffizient	26,9	23,0	20,4	16,7	11,5
min. Wert	463	667	785	921	1048
max. Wert	1351	1349	1371	1409	1453

8.1.3 Vollkeramiksysteme

Tabelle 28: Testergebnisse der Vollkeramiksysteme

	Galvano	Inceram Alumina	IPS e-max	Empress/M.	Empress/S.
1	678,68	851,34	488,53	338,41	645,65
2	648,94	786,91	498,08	273,02	317,75
3	507,87	540,65	574,76	466,38	547,26
4	413,47	639,31	730,57	381,73	470,58
5	716,75	757,93	614,15	528,27	511,63
6	728,24	834,62	700,28	526,43	494,04
7	674,47			430,23	206,58
Mittelwert	624	735	601	421	456
Median	674	772	594	430	494
Mittelwert/Median	0,93	0,95	1,01	0,98	0,92
Stdabw.	118	121	101	96	147
Variationskoeffizient	18,9	16,5	16,8	22,8	32,3
min. Wert	413	541	489	273	207
max. Wert	728	851	731	528	646

Tabelle 29: Fortführung Tbl. Testergebnisse der Vollkeramiksysteme

Gerüst	BeCe CAD Zirkon/ VM9	BeCe CAD Zirkon/ Initial	Zirkoniumdioxid/ Initial Zr
1	740,8	709,37	588,32
2	932,78	904,24	754,81
3	1544,89	958,87	645,48
4	1191,56	776,95	1022,58
5	1100,08	1332,23	679,88
6	1217,82	*	574,4
7	1415,5	818,62	720,67
Mittelwert	1163	917	712
Median	1192	861	680
Mittelwert/Median	0,98	1,06	1,05
Stdabw.	273	222	152
Variationskoeffizient	23,5	24,2	21,3
min. Wert	741	709	574
max. Wert	1545	1332	1023

* Wert von 366,02 N wurde verworfen, da nur an der Inzisalkante Keramik gebrochen war. Hier lag wohl ein Defekt beim Schichten/Brennen vor.

Parametertabelle:

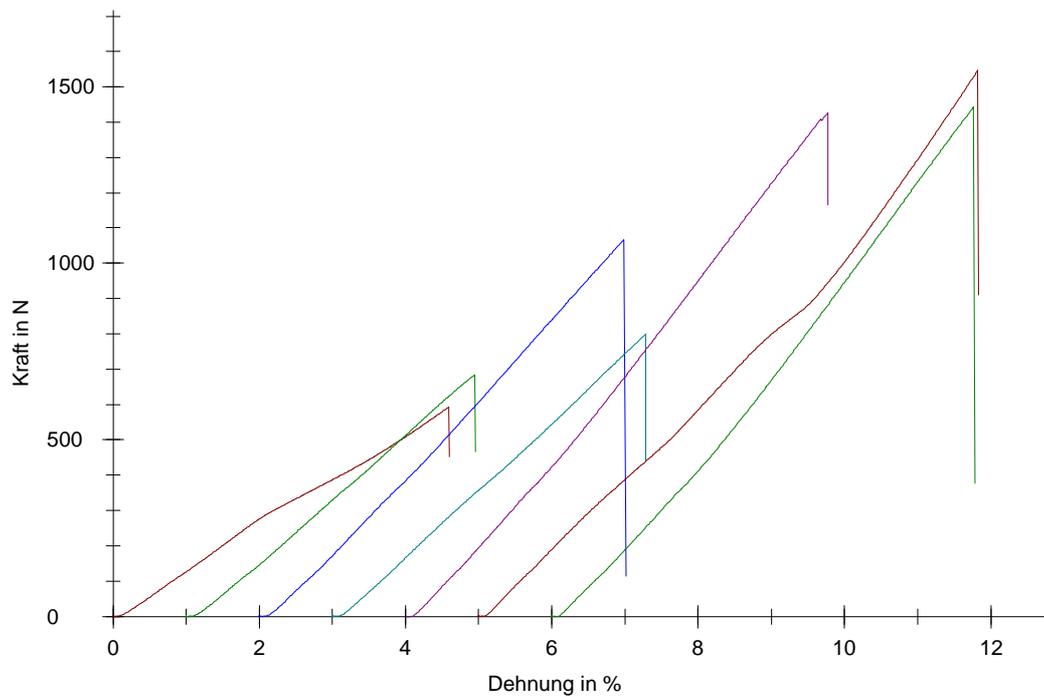
Material	: Wirobond 280	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	: 12245	Probenzustand	: Standard
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300 / Zubler	Kraftabschaltswelle	: 1 %Fmax
		Prüfer	: Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	592,18
2	685,49
3	1067,76
4	798,93
5	1426,39
6	1546,57
7	1442,76

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1080,01
s	396,24
v	36,69

Seriengrafik:

Parametertabelle:

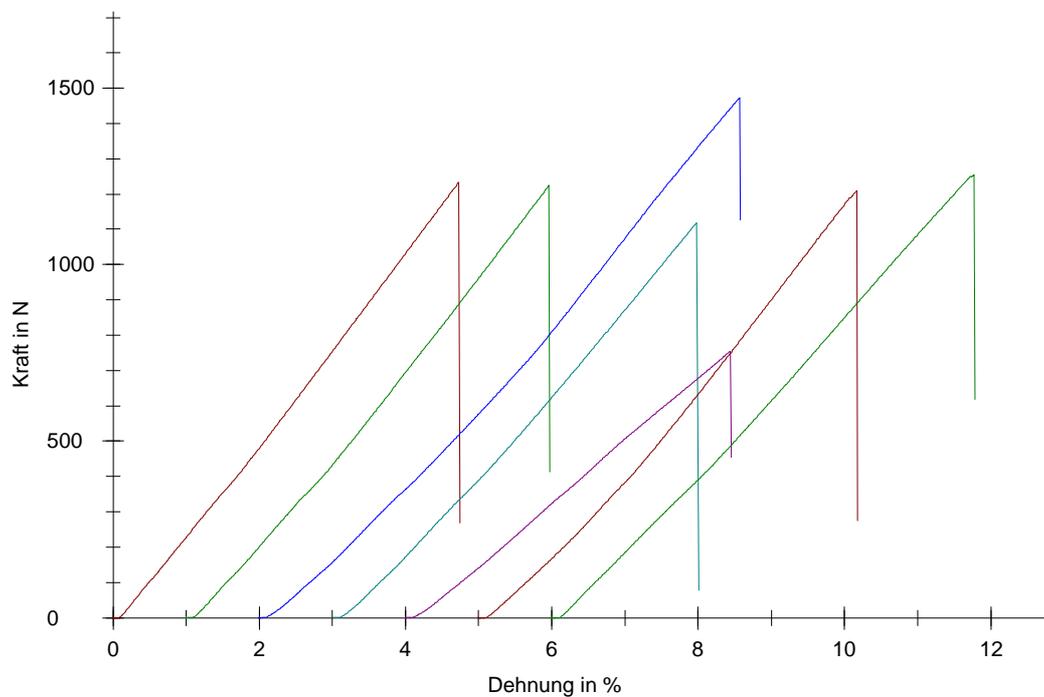
Material	: Wirobond C	Probenzustand	: Standard
Chargen-Nr.	: 2837	Kraftabschaltswelle	: 1 %Fmax
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300/Zubler	Prüfer	: Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90		

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1232,82
2	1224,68
3	1473,36
4	1118,33
5	755,94
6	1210,41
7	1255,14

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1181,53
s	216,42
v	18,32

Seriengrafik:

Parametertabelle:

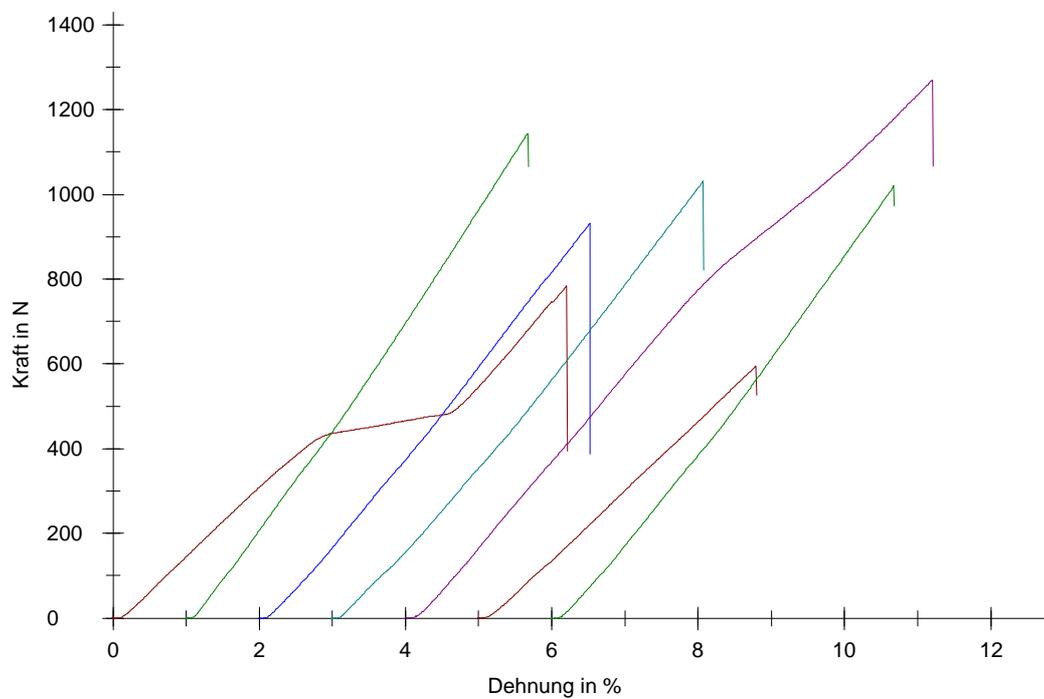
Material	: Wirobond SG	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	: 12156	Probenzustand	: Standard
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300/Zubler	Kraftabschaltsschwelle	: 1 %Fmax
		Prüfer	: Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	784,56
2	1144,24
3	930,83
4	1030,79
5	1269,93
6	594,53
7	1019,94

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	967,83
s	224,86
v	23,23

Seriengrafik:

Parametertabelle:

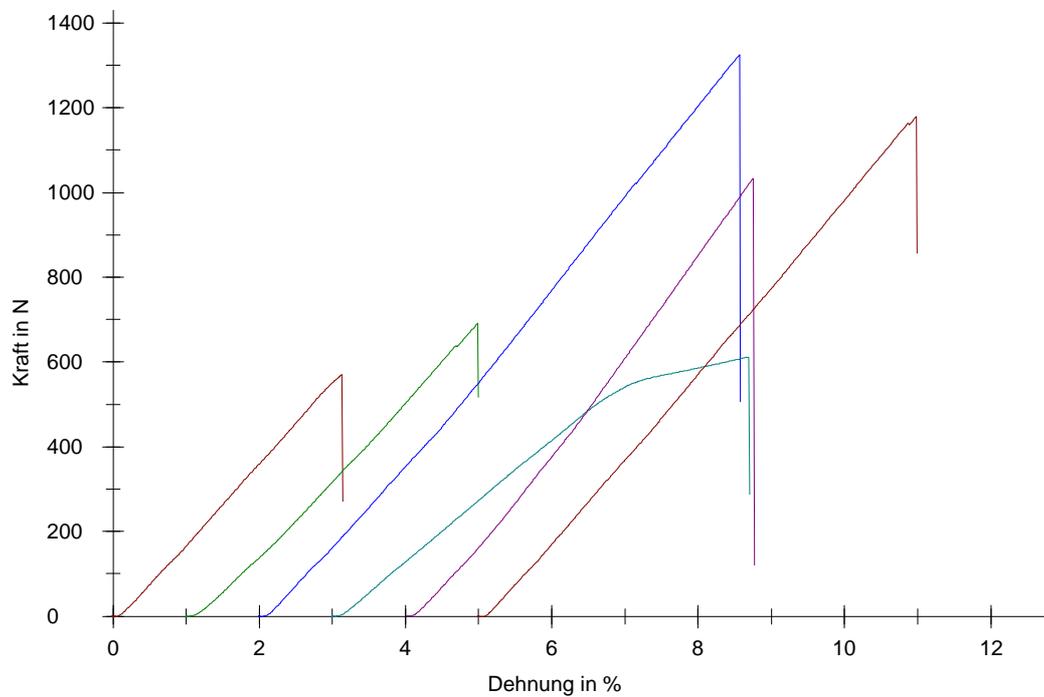
Material	: Wirobond C+	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	:	Probenzustand	: Standard
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300 / Zubler	Kraftabschaltsschwelle	: 1 %Fmax
		Prüfer	: Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	570,29
2	691,00
3	1325,81
4	612,13
5	1033,79
6	1178,92

Statistik:

Serie n = 6	Rm N
x	901,99
s	320,08
v	35,49

Seriengrafik:

Parametertabelle:

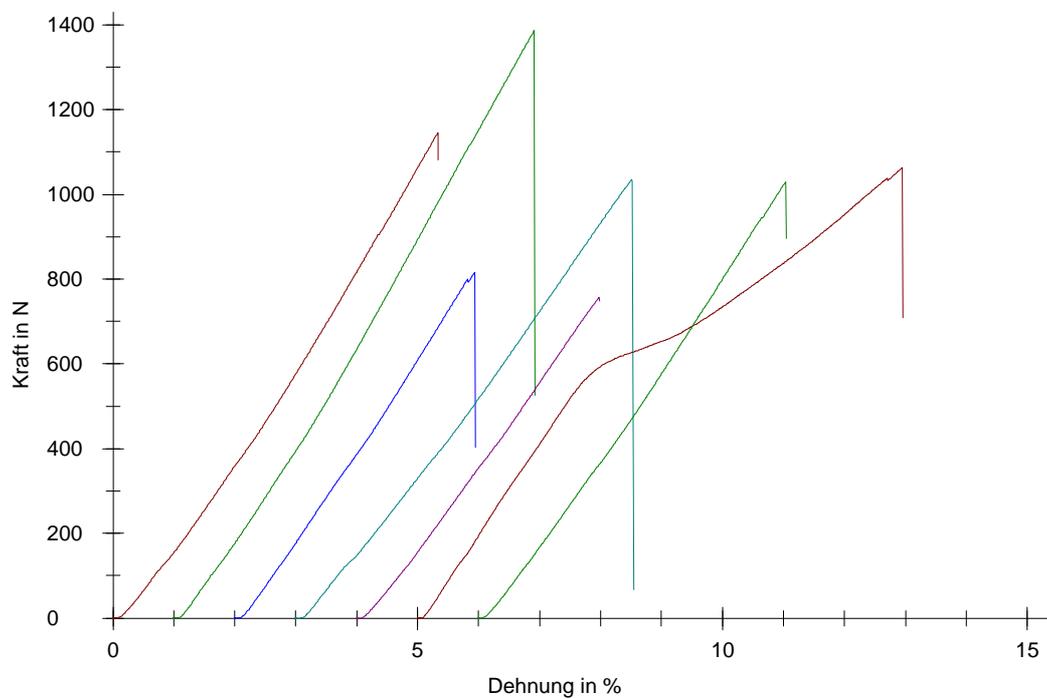
Material	: Wiron 99	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	: 3035	Probenzustand	: Standard
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300 / Zubler	Kraftabschaltschwelle	: 1 %Fmax
		Prüfer	: Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1145,67
2	1387,00
3	816,79
4	1035,63
5	756,92
6	1062,86
7	1030,47

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1033,62
s	208,92
v	20,21

Seriengrafik:

Parametertabelle:

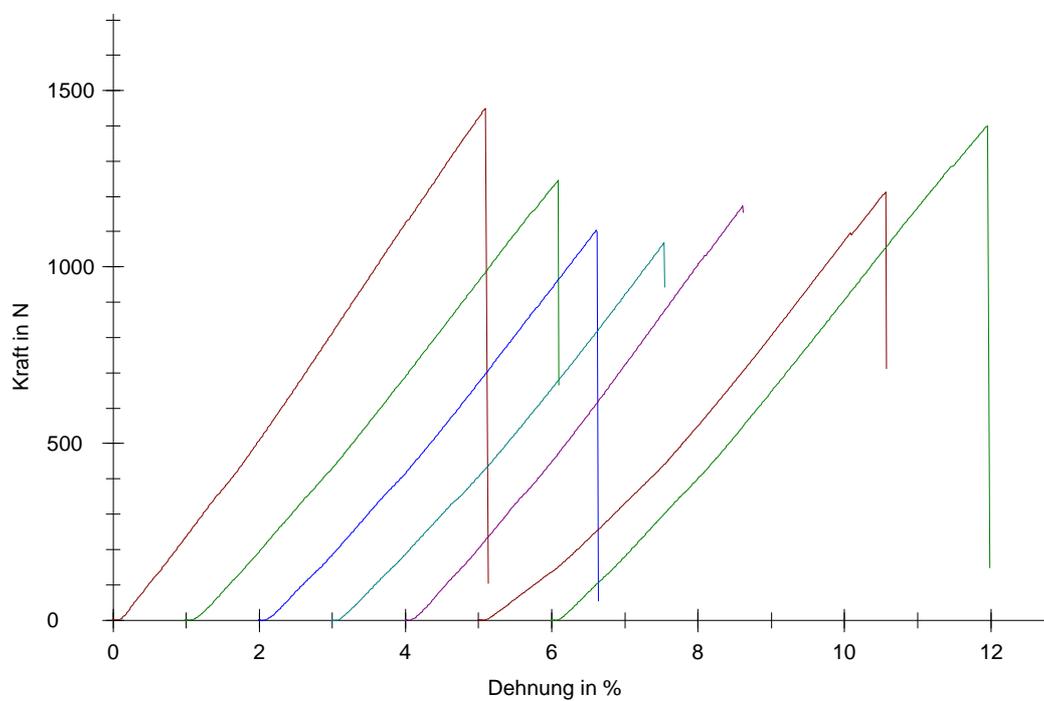
Material	: Wirocer Plus	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	: 12236	Probenzustand	: Standard
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300 / Zubler	Kraftabschaltschwelle	: 1 %Fmax
		Prüfer	: Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1449,50
2	1245,37
3	1104,43
4	1069,59
5	1172,62
6	1213,06
7	1399,95

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1236,36
s	142,65
v	11,54

Seriengrafik:

Parametertabelle:

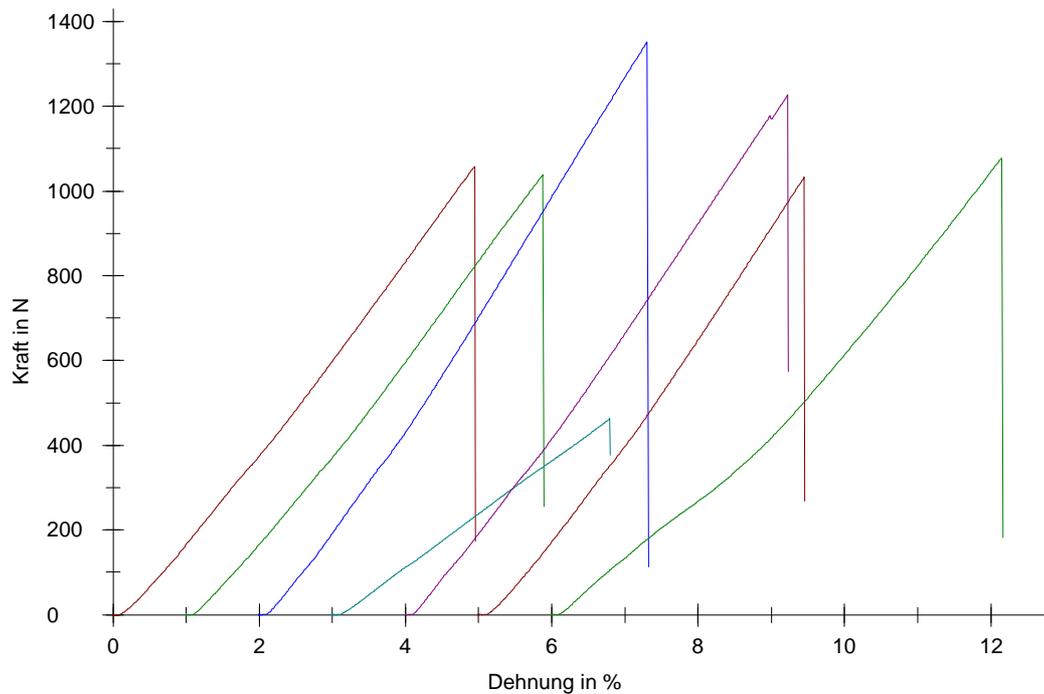
Material : BioPontostar Probenzustand : Standard
Chargen-Nr. : 161060 Kraftabschaltschwelle : 5 %Fmax
Keramik : BeCePress/
 Vario Press 300/Zubler Prüfer : Monika Poppinga
Keramikofen : P 90

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1058,46
2	1038,50
3	1350,99
4	462,79
5	1226,61
6	1032,98
7	1078,33

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1035,52
s	278,82
v	26,93

Seriengrafik:

Parametertabelle:

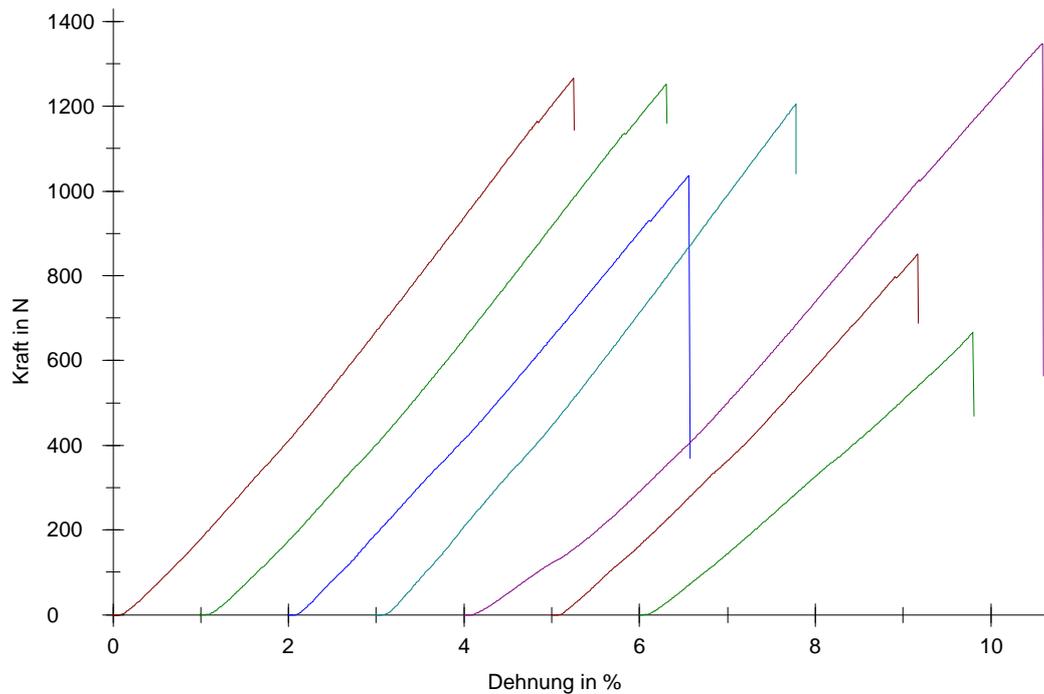
Material	: BioPontostar XL	Probenzustand	: Standard
Chargen-Nr.	: 156730	Kraftabschaltswelle	: 1 %Fmax
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300/Zubler	Prüfer	: Monika Poppinga
Keramikofen	: P 90		

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1266,87
2	1252,51
3	1037,44
4	1205,51
5	1348,71
6	851,35
7	666,57

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	1089,85
s	250,66
v	23,00

Seriengrafik:

Parametertabelle:

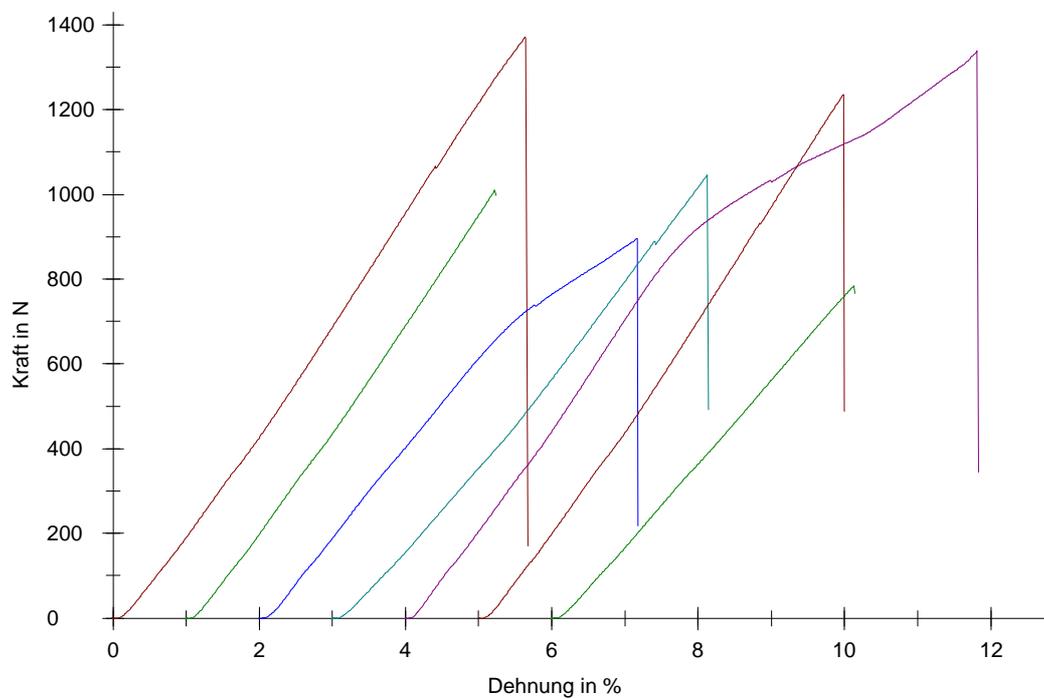
Material	: PontoLloyd P	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	: 156690	Probenzustand	: Standard
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300 / Zubler	Kraftabschaltsschwelle	: 1 %Fmax
		Prüfer	: Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1370,88
2	1009,19
3	896,36
4	1046,48
5	1338,49
6	1236,69
7	784,57

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1097,52
s	223,97
v	20,41

Seriengrafik:

Parametertabelle:

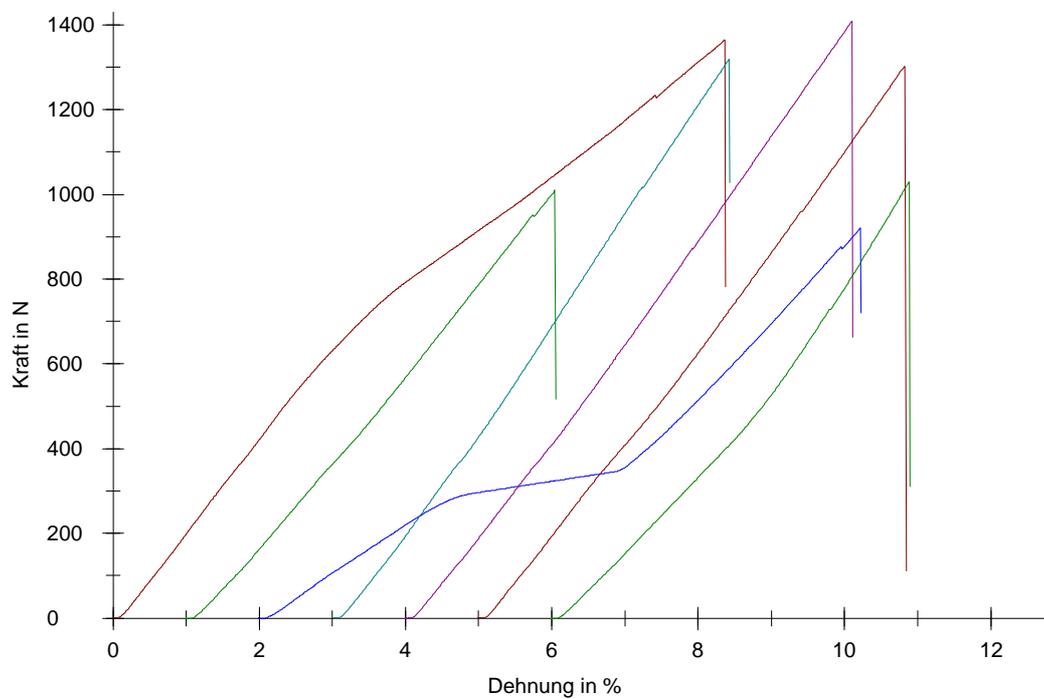
Material	: BegoCer G	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.	: 156680	Probenzustand	:	Standard
Keramik	: BeCePress/ VarioPress 300/Zubler	Kraftabschaltschwelle	: 1	%Fmax
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1364,13
2	1009,53
3	920,77
4	1318,96
5	1409,12
6	1302,77
7	1029,66

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1193,56
s	199,31
v	16,70

Seriengrafik:

Parametertabelle:

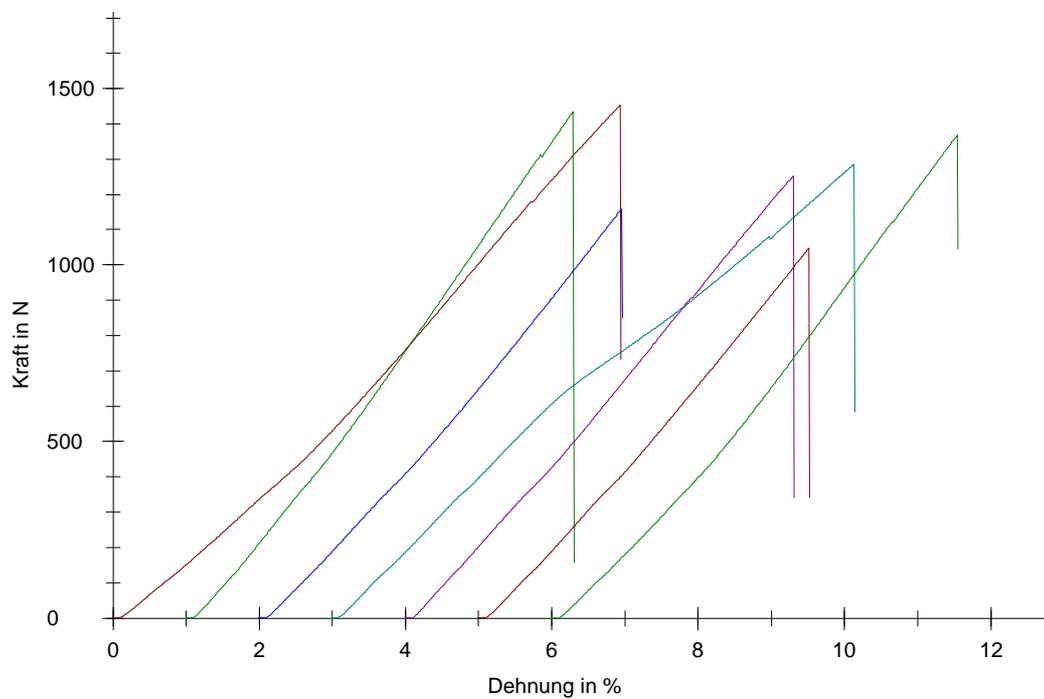
Material	: BegoPal 300	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	: 156720	Probenzustand	: Standard
Keramik	: BeCePress/ Vario Press 300 / Zubler	Kraftabschaltsschwelle	: 1 %Fmax
		Prüfer	: Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	1452,92
2	1433,14
3	1158,71
4	1285,64
5	1252,46
6	1048,15
7	1367,13

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	1285,45
s	147,19
v	11,45

Seriengrafik:

Parametertabelle:

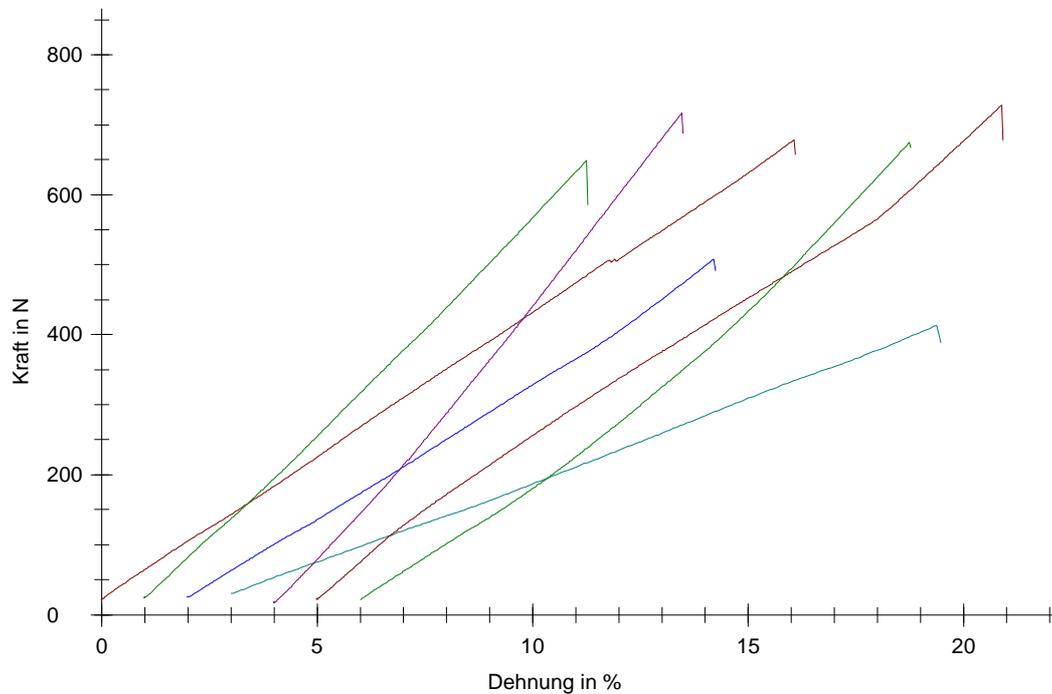
Material : Galvano Probenzustand : Standard
Chargen-Nr. : Kraftabschaltswelle : 1 %Fmax
Keramik : Omega 900/Prüfer : Monika Poppinga
 Pastenopaker
Keramikofen : P 90

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	678,68
2	648,94
3	507,87
4	413,47
5	716,75
6	728,24
7	674,47

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	624,06
s	117,92
v	18,90

Seriengrafik:

Parametertabelle:

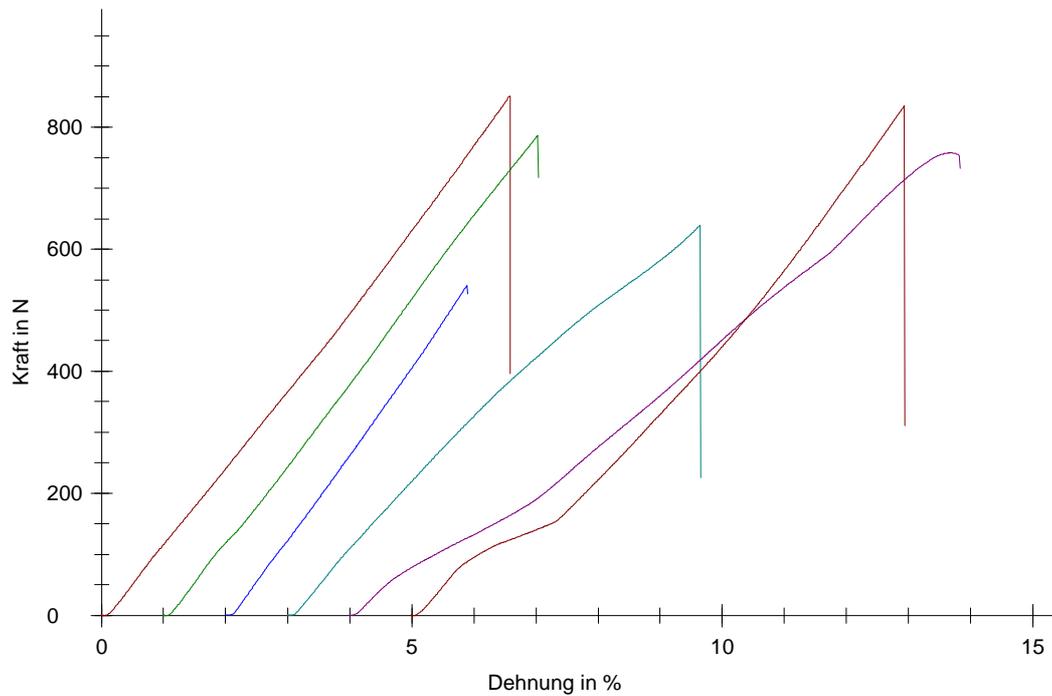
Material : Inceram Alumina Keramikofen : KDF Master Spirit
 Chargen-Nr. : 7818 Kraftabschaltsschwelle : 1 %Fmax
 Keramik : Vitadur/
 Charge: 1613 Prüfer : Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	851,34
2	786,91
3	540,65
4	639,31
5	757,93
6	834,62

Statistik:

Serie	Rm N
n = 6	N
x	735,13
s	121,33
v	16,50

Seriengrafik:

Parametertabelle:

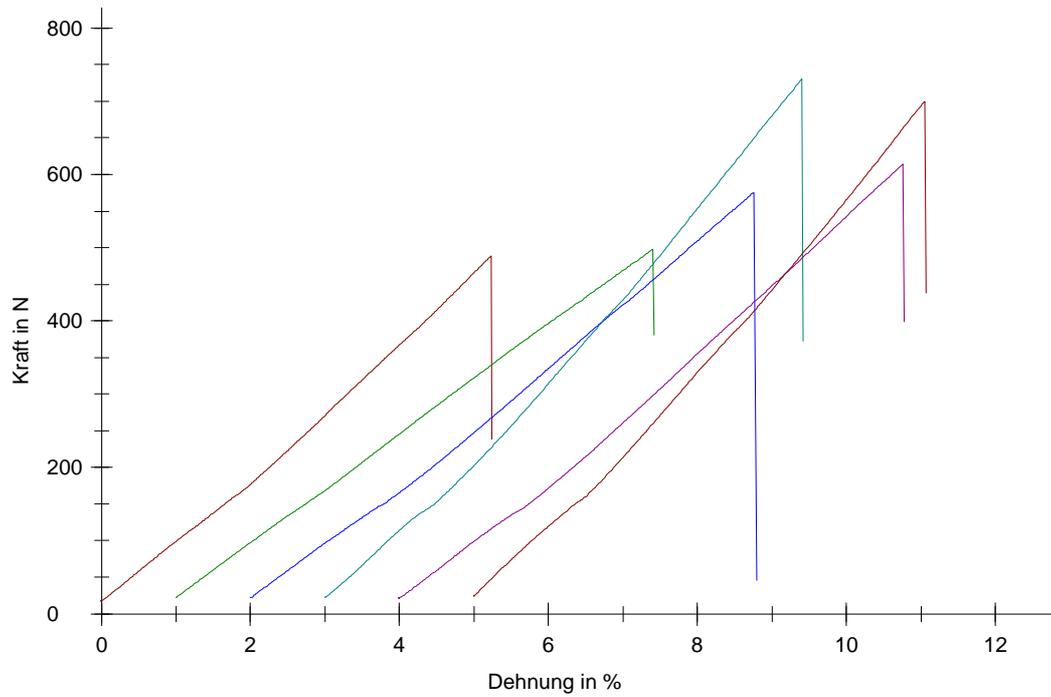
Material : IPS e-max Press Probenzustand : Standard
 Chargen-Nr. : Kraftabschaltschwelle : 1 %Fmax
 Keramik : Prüfer : Monika Poppinga
 Keramikofen : Ivoclar Programat X1

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	488,53
2	498,08
3	574,76
4	730,57
5	614,15
6	700,28

Statistik:

Serie	Rm N
n = 6	N
x	601,06
s	100,75
v	16,76

Seriengrafik:

Parametertabelle:

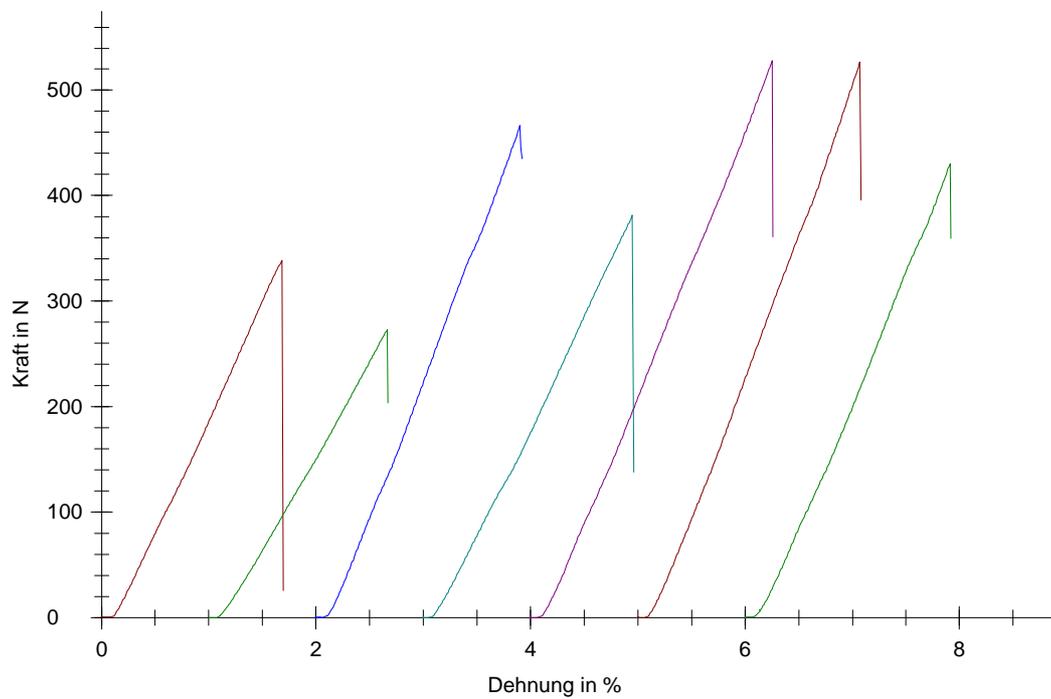
Material : Empress I Malen Probenzustand : Standard
Chargen-Nr. : Kraftabschaltschwelle : 5 %Fmax
Keramik : Prüfer : Monika Poppinga
Keramikofen :

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	338,41
2	273,02
3	466,38
4	381,73
5	528,27
6	526,43
7	430,23

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	420,64
s	95,77
v	22,77

Seriengrafik:

Parametertabelle:

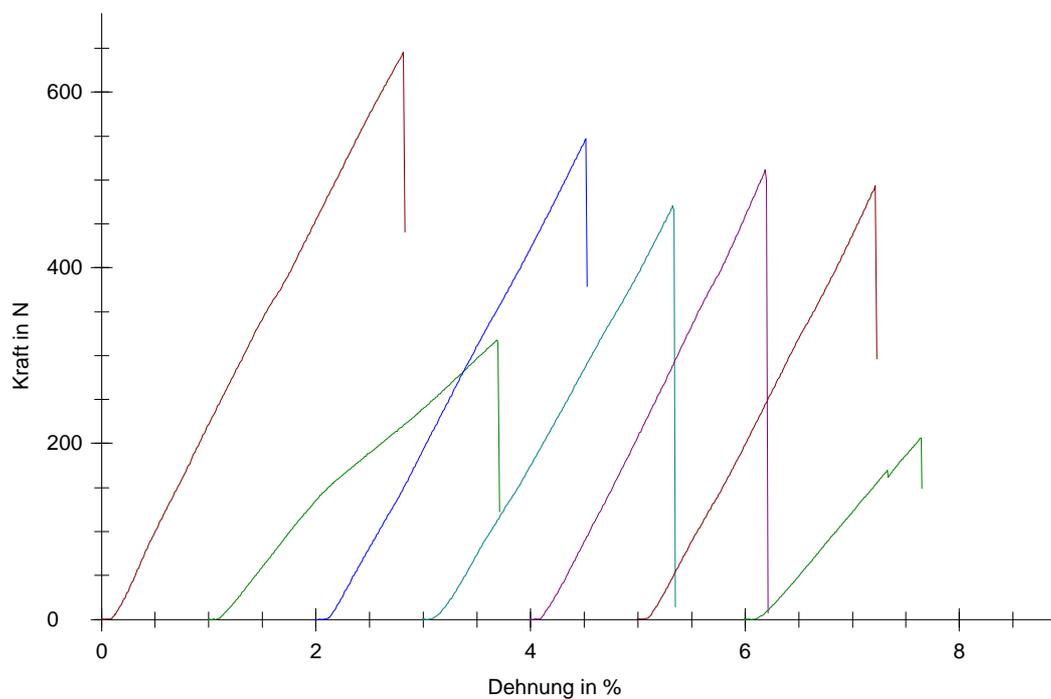
Material : Empress I Schichten Probenzustand : Standard
 Chargen-Nr. : Kraftabschaltschwelle : 5 %Fmax
 Keramik : Prüfer : Monika Poppinga
 Keramikofen :

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	645,65
2	317,75
3	547,26
4	470,58
5	511,63
6	494,04
7	206,58

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	456,21
s	147,41
v	32,31

Seriengrafik:

Parametertabelle:

Material : ZirLuna
 Chargen-Nr. : 342000_20080211_111_00003
 Keramik : Vita VM9
 Effect Bonder Ch.7995
 Effect Bonder Fluid Ch.7728
 Base Dentin 4R1,5 Ch.31410
 Keramikofen : P 90

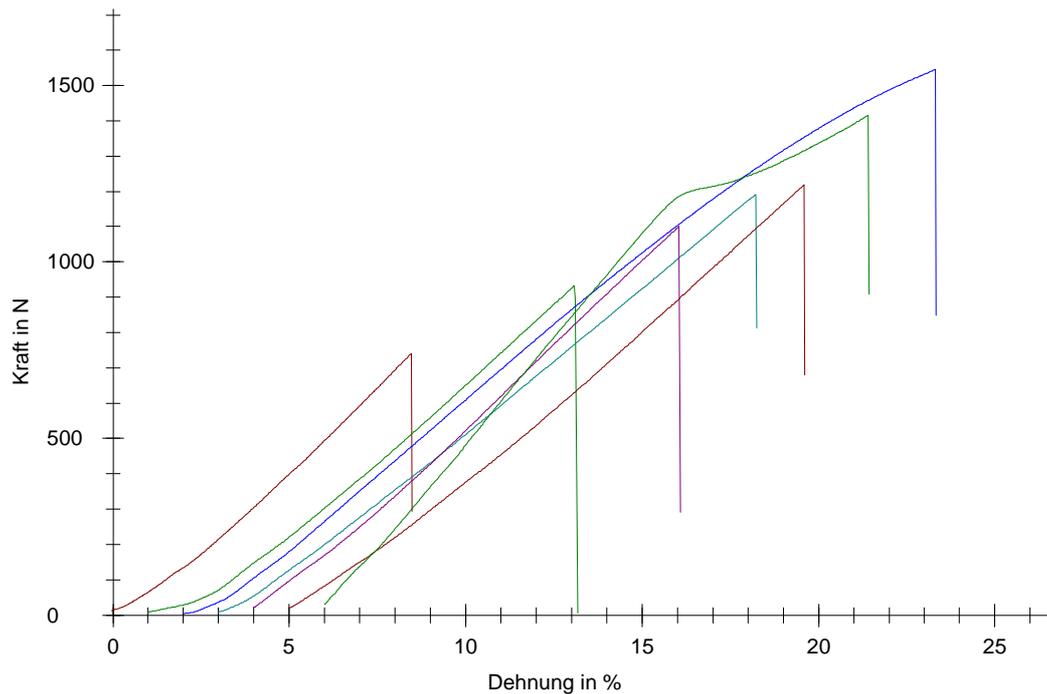
Probenzustand : Luft
 Kraftabschaltschwelle : 5 %Fmax
 Prüfer : Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	740,80
2	932,78
3	1544,89
4	1191,56
5	1100,08
6	1217,82
7	1415,50

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	
x	1163,35
s	273,44
v	23,50

Seriengrafik:

Parametertabelle:

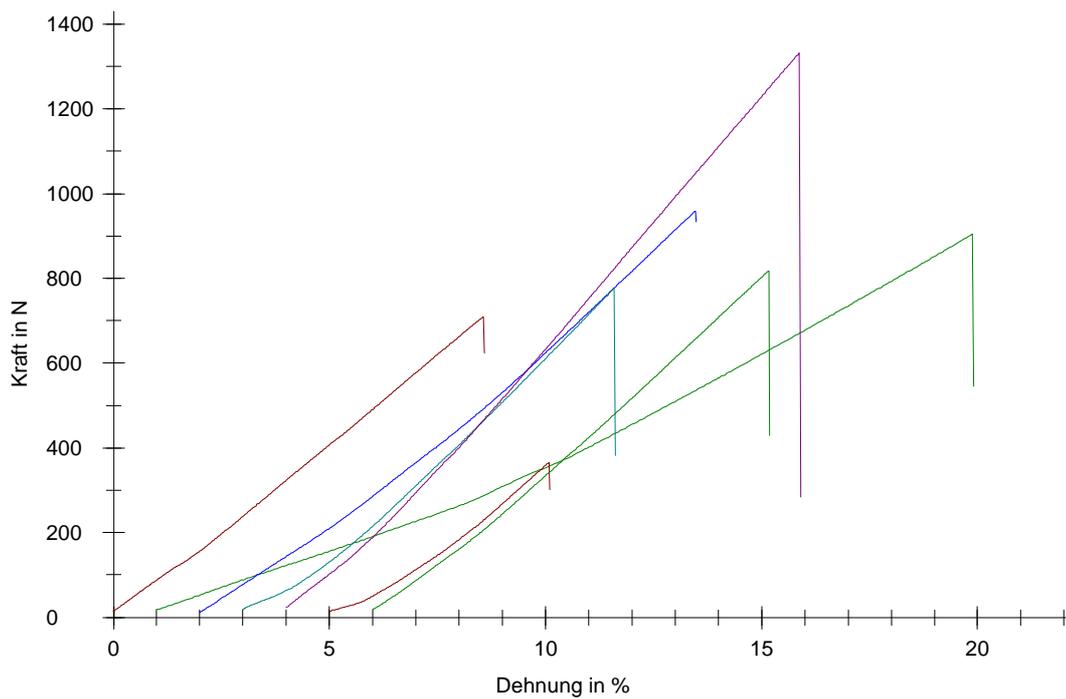
Material	: ZirLuna	Keramikofen	: P 90
Chargen-Nr.	: 342000_20080211_111_00003	Probenzustand	: Luft
Keramik	: GC Initial/ FrameLiner Ch.200411261	Kraftabschaltsschwelle	: 1 %Fmax
	Dentin Ch. 20041224	Prüfer	: Monika Poppinga
	Zr/Modelling Liquid Ch. 200415161		

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	709,37
2	904,24
3	958,87
4	776,95
5	1332,33
6	366,02
7	818,62

Statistik:

Serie	Rm N
n = 7	N
x	838,06
s	290,62
v	34,68

Seriengrafik:

Parametertabelle:

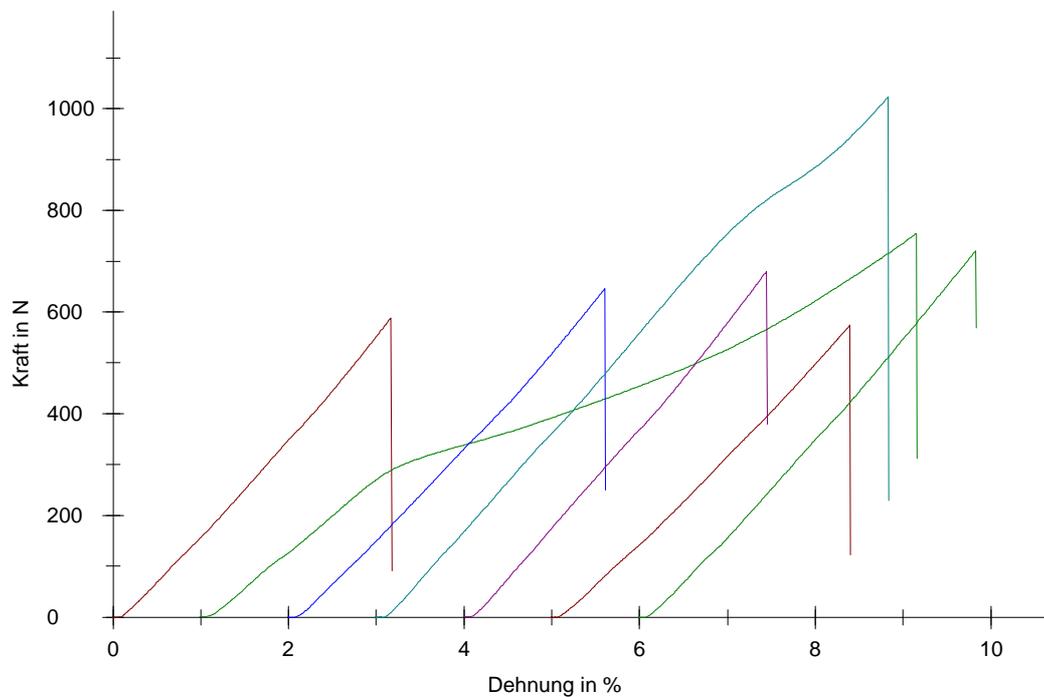
Material	: Zirkon	Keramikofen	:	P 90
Chargen-Nr.:		Probenzustand	:	Standard
Keramik	: GC Initial/Kraftabschaltsschwelle		:	1 %Fmax
	ZrKeramik			
		Prüfer	:	Monika Poppinga

Ergebnisse:

Nr	Rm N
1	588,32
2	754,81
3	645,48
4	1022,58
5	679,88
6	574,40
7	720,67

Statistik:

Serie n = 7	Rm N
x	712,31
s	151,69
v	21,30

Seriengrafik:

8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: chemische Zusammensetzung von Dentallegierungen.....	12
Tabelle 2: Einteilungsmöglichkeiten von Dentalkeramiken	18
Tabelle 3: Anforderungen an Dentalkeramiken	19
Tabelle 4: Übersicht der Prüfmethoden	35
Tabelle 5: Zusammenfassung aktueller Untersuchungen mit dem VOSS-Test	37
Tabelle 6: Zusammensetzung der EMF- Legierungen.....	45
Tabelle 7: Zusammensetzung der verwendeten EM- Legierungen	46
Tabelle 8: Eigenschaften der Kobalt-Basis-Legierungen	46
Tabelle 9: Eigenschaften von Nickel- Basis- Legierungen.....	47
Tabelle 10: Eigenschaften der Palladium- Basis- Legierung	47
Tabelle 11: Eigenschaften der goldreduzierten Legierung	48
Tabelle 12: Eigenschaften von hochgoldhaltigen Legierungen.....	48
Tabelle 13: Weitere verwendete Materialien.....	52
Tabelle 14: Verwendete Geräte.....	52
Tabelle 15: Einteilung in Bruchmuster	62
Tabelle 16: Ergebnisse des U-Tests für EMF-Legierungen mit Presskeramik	66
Tabelle 17: Ergebnisse des U-Tests für EM-Legierungen mit Presskeramik.....	68
Tabelle 18: Ergebnisse des U-Tests von Vollkeramiksystemen	71
Tabelle 19: Übersicht von Untersuchungen zur Überlebenswahrscheinlichkeit von keramisch verblendeten Metall- und Vollkeramik-Restorationen	104
Tabelle 20: Vorwärm-, Giesstemperaturen und Programmplätze der Nautilus CC plus für die EM- & EMF-Legierungen	105
Tabelle 21: Brenntabelle für Verblendkeramiken.....	106
Tabelle 22: Kronenstärke EMF und BeCePress	107
Tabelle 23: Kronenstärke EM und BeCePress	108
Tabelle 24: Kronenstärke Vollkeramiksysteme.....	109
Tabelle 25: Testergebnisse EMF-Legierung mit Press-on Keramik.....	110
Tabelle 26: Fortführung Tbl. Testergebnisse EMF-Legierung mit Press-on Keramik	110
Tabelle 27: Testergebnisse EM-Legierung mit Press-on Keramik.....	111
Tabelle 28: Testergebnisse der Vollkeramiksysteme	112
Tabelle 29: Fortführung Tbl. Testergebnisse der Vollkeramiksysteme	112

8.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Wirkungsweise von Haftoxiden bei EM-Legierungen.....	21
Abbildung 2: Übersicht über die aktuellen Dentalkeramik- Systeme nach Pospiech	24
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des VOSS- Tests	36
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des SCHWICKERATH-Versuchs.....	38
Abbildung 5: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des Abscherversuchs.....	39
Abbildung 6: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung des Vier-Punkt- Biegeversuchs nach NALLY/BERTA.....	40
Abbildung 7: Überlebenswahrscheinlichkeiten von Metall-Keramik- und Vollkeramiksystemen	43
Abbildung 8: Versuchsdurchführung.....	44
Abbildung 9: Prüfkörper	53
Abbildung 10: Frontzahnmodell in Superhartgips	54
Abbildung 11: Metallstumpf (poliert)	55
Abbildung 12: Metallgerüst auf Stumpf.....	57
Abbildung 13: Kunststoffkappchen auf Metallgerüst.....	59
Abbildung 14: Zementierte Frontzahnkrone	60
Abbildung 15: Frontzahnkrone in der Zwick-Prüfmaschine	61
Abbildung 16: Einteilung der Frakturmuster bei EMF-Gerüsten	64
Abbildung 17: Median mit min/max.-Werten der untersuchten EMF-Legierungen....	65
Abbildung 18: Einteilung der Frakturmuster bei EM-Gerüsten.....	67
Abbildung 19: Median mit min/max-Werten der untersuchten EM-Legierungen.....	68
Abbildung 20: Einteilung der Frakturmuster bei Vollkeramiksystemen	69
Abbildung 21: Median mit min/max.-Werten der untersuchten Vollkeramiksysteme	70
Abbildung 22: Median mit min/max-Werten der Verbundfestigkeiten der EM- und EMF-Legierungen.....	79
Abbildung 23: Median mit min/max.-Werten der EM- & EMF-Legierungen & Vollkeramiksysteme.....	81
Abbildung 24: Vergleich mit Parallelstudie	84

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. R. Strietzel für die Überlassung des Themas, der fachlichen Unterstützung und intensiven Betreuung im Verlauf der gesamten Arbeit.

Der Firma BEGO danke ich für die Bereitstellung der Materialien und der Benutzung ihrer Laborräume. Den Mitarbeitern der Firma BEGO danke ich für die geduldige Unterweisung im Umgang mit zahntechnischen Materialien und Laborgeräten. Ein besonderer Dank gilt hierbei Frau Poppinga für ihre kompetente und hilfreiche Betreuung bei der Durchführung des VOSS-Tests.

Des Weiteren möchte ich mich für die fachliche Unterstützung der Firma Interadent bedanken.

Abschließend möchte ich mich bei meinem Schwager T. Dunger für die hilfreiche Beratung bei der statistischen Auswertung und bei meiner Frau, meinen Eltern und Schwiegereltern für ihre Hilfe und ihren Rat bedanken.

Lebenslauf

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

Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Marten Peter Jacobs, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleichende Untersuchung zum Haftverbund zwischen unterschiedlichen Verblendkeramiken auf Metall- bzw. Keramikgerüsten in vitro auf einer Frontzahnkrone 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: