

**Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

Direktor: Prof. Dr. J. Setz

**Sektion Zahnärztliche Propädeutik**

Leiter: Prof. Dr. K.-E. Dette



**Untersuchungen zum Einfluß des Laserschweißens auf  
die Haftfestigkeit von Metall-Keramik-Verbundsystemen**

**Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)**

**vorgelegt**

**der Medizinischen Fakultät der  
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

**von Olaf Wegener**

**geb. am 28.11.1969 in Löhne**

**Gutachter:**

1. Professor Dr. K.-E. Dette
2. Professor Dr. Leps
3. Professor Dr. Kappert (Freiburg)

Eröffnungsdatum: 30.04.2002

Verteidigungsdatum: 21.11.2002

**urn:nbn:de:gbv:3-000004720**

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000004720>]

## **Referat und bibliographische Beschreibung**

Die vorliegende Arbeit soll die Frage klären, ob Laserschweißungen an Zahnersatz aus edelmetallhaltigen Dentallegierungen die Verbundfestigkeit zwischen Metall und anschließend aufgebrannter Verblendkeramik beeinflussen.

Mit dem Biege-Scherversuch der DIN 13927 wurden die Keramikhaftfestigkeiten gelaserter und ungelaserter Probekörper ermittelt und miteinander verglichen. Die Untersuchungen wurden an insgesamt acht Dentallegierungen durchgeführt, zu denen hochgoldhaltige, goldreduzierte, eine Palladium-Basislegierung und eine Silber-Palladium-Legierung zählten. Diese wurden zum Teil mit einer Testkeramik und zum Teil mit einer handelsüblichen Dentalkeramik verblendet. Die Hälfte der Probekörper wurde vor dem Biege-Scherversuch für eine Woche in einem Korrosionsmedium gelagert.

Nach den Hauptversuchen folgten mikroskopische Untersuchungen von längsgeschliffenen Probekörpern, Härtemessungen gelaserter und ungelaserter Legierungsbereiche, makroskopische Oberflächenuntersuchungen der Orte des Verbundversagens und die Ermittlung der 0,2%-Dehngrenzen sowie der Elastizitätsmoduln gelaserter und ungelaserter Legierungsproben.

Beim Vergleich der Keramikhaftfestigkeiten der ungelaserten und der laserschweißten Probekörpergruppen unterschieden sich von 32 Vergleichspaarungen nur 9 statistisch signifikant. Bei acht von den neun signifikanten Haftfestigkeitsunterschieden wirkte sich das Laserschweißen steigernd auf die Haftfestigkeit aus. Nur in einem Fall lagen die Verbundwerte einer gelaserten Versuchsgruppe unter denen der ungelaserten Gruppe. Die Mindestforderung der DIN 13927 an die Keramikhaftfestigkeit wurde von allen gelaserten Gruppen erfüllt.

Das Laserschweißen kann demnach als Bearbeitungsmethode von keramisch zu verblendendem Zahnersatz angewandt werden, ohne daß ein vorzeitiges Versagen des Metall-Keramik-Verbundes befürchtet werden muß.

Wegener, Olaf: Untersuchungen zum Einfluß des Laserschweißens auf die Haftfestigkeit von Metall-Keramik-Verbundsystemen.  
Halle, Martin-Luther-Universität, Medizinische Fakultät, Zahnmedizinische Dissertation, 79 Seiten, 2002

## **Inhaltsverzeichnis:**

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Prinzip des Lasers	3
2.2	Schweißen von Dentallegierungen	5
2.2.1	Einführung des Laserschweißens in die Zahntechnik	6
2.2.2	Gefüge lasergeschweißter Dentallegierungen	7
2.2.3	Korrosionsstabilität von Laserschweißungen	8
2.2.4	Mechanische Eigenschaften lasergeschweißter Dentallegierungen	10
2.2.5	Fügen von unterschiedlichen Dentallegierungen miteinander	11
2.2.6	Das Mikroplasma-schweißen	12
2.2.7	Vorteile des Laserschweißens gegenüber anderen Fügeverfahren	13
2.3	Metallkeramik in der Zahntechnik	13
2.3.1	Entwicklung und Struktur von Metallkeramik	13
2.3.2	Mechanismen der Haftung von Keramik an Dentallegierungen	14
2.3.3	Beeinflussung der Keramikhaftfestigkeit	15
2.3.4	Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen Metall und Keramik	17
2.4	Löten und Laserschweißen im Bereich der Metallkeramik	20
3	Material und Methode	22
3.1	Verwendete Dentallegierungen	22
3.2	Probekörpergeometrie	24
3.3	Probekörperherstellung	24
3.3.1	Anfertigung der Legierungsproben	24
3.3.2	Aufbrennen der Keramik	28
3.3.3	Lagerung in Korrosionslösung	30
3.4	Versuchsdurchführung	31
3.4.1	Hauptversuche	31
3.4.2	Zusatzuntersuchungen	33
3.5	Statistische Auswertung	35

4	Ergebnisse	37
4.1	Ergebnisse der Biege-Scherprüfung	37
4.2	Ergebnisse der Zusatzuntersuchungen	42
4.2.1	Mikroskopische Untersuchung der Längsschliffe	42
4.2.2	Härtemessungen an den Längsschliffen	46
4.2.3	Makroskopische Untersuchung der Bruchoberflächen	47
4.2.4	Biegeversuche ohne Keramik	52
5	Diskussion	53
5.1	Diskussion der Methodik	53
5.1.1	Materialauswahl	53
5.1.2	Laserschweißen der Probekörper	54
5.1.3	Einteilung der Probekörpergruppen	55
5.1.4	Biege-Scherprüfung	56
5.1.5	Zusatzuntersuchungen	58
5.2	Diskussion der Ergebnisse	59
5.2.1	Einfluß des Laserschweißens auf die Haftfestigkeit	59
5.2.2	Einfluß der Korrosionslagerung auf die Haftfestigkeit	61
5.2.3	Ergebnisse der Zusatzuntersuchungen	62
6	Schlußfolgerungen	65
7	Zusammenfassung	65
8	Literaturverzeichnis	68
9	Anlagen	74
10	Thesen	78

## Abkürzungsverzeichnis:

<b>Abkürzung</b>	<b>Bedeutung</b>
Abb.	Abbildung
Co-Cr	Cobalt-Chrom
cw	continuous wave
E-Modul	Elastizitätsmodul
gel. + beschl.	gelasert und beschliffen
gel. + unbeschl.	gelasert und unbeschliffen
HV1	VICKERS-Härte 1
Nd:YAG-Laser	Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser
NEM	Nichtedelmetall
Ni-Cr	Nickel-Chrom
Rp 0,2	0,2 %-Dehngrenze
Tab.	Tabelle
ungel.	ungelasert
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient

## 1 Einleitung

Das Zusammenfügen metallischer Werkstücke ist in der Zahntechnik eine unverzichtbare Voraussetzung für die Herstellung bestimmter Arten von Zahnersatz. Vor allem bei kombiniertem Zahnersatz müssen häufig konfektionierte Verbindungselemente zwischen dem festsitzenden und herausnehmbaren Teil eingefügt werden. Obwohl Legierungen und Herstellungsverfahren fortlaufend optimiert wurden, muß weitspanniger festsitzender Zahnersatz vielfach nach dem Guß gefügt werden, um eine ausreichende Paßgenauigkeit zu gewährleisten. Darüber hinaus sind einige Fügemethoden als Reparatur- oder Erweiterungsverfahren im Einsatz.

Die drei gegenwärtig in der Zahntechnik zur Verfügung stehenden Verbindetechniken sind das Kleben, das Löten und das Schweißen.

Das Kleben ist im zahntechnischen Labor eine relativ neue Fügemethode. Da der geklebten Verbindung jedoch eine Hitzebeständigkeit fehlt, bietet es nur einen eingeschränkten Indikationsbereich.

Das Löten ist derzeit noch das am häufigsten angewandte thermische Fügeverfahren im Dentallabor, obwohl es mit einer Reihe negativer Eigenschaften behaftet ist. So weist die Lotnaht häufig einen ungenügenden Füllgrad durch Lunker und Gaseinschlüsse auf, was zu den unzureichenden mechanischen Eigenschaften der Lötungen führt (DIELERT, 1979; KOPPE-GRÜNDT, 1983; DIELERT u. KASENBACHER, 1987; EICHNER u. HANNAK, 1988; KASENBACHER u. DIELERT, 1988; HOFFMANN, 1996). Durch eine hohe Korrosionsanfälligkeit der Lotnaht wird die biologische Verträglichkeit des Zahnersatzes herabgesetzt, vor allem aber entstehen dadurch die geringeren Dauerfestigkeiten der Lötungen (DIELERT, 1979; VAN BENTHEM u. VAHL, 1985a und b und 1988; KAPPERT, 1991; SCHWARZ, 1992; BUCH u. STRIETZEL, 1996; PÄßLER u. HOTTINGER, 1997).

Von den Schweißverfahren eignen sich das Mikroplasmenschweißen und das Laserschweißen zum Fügen metallischer Prothesenteile. Das Mikroplasmenschweißen ist jedoch nur für Nichtedelmetallegierungen sinnvoll einsetzbar und weist gegenüber dem Laserschweißen einige Nachteile auf (VAN BENTHEM,

1991; KASENBACHER u. DIELERT, 1992), weshalb es sich im Dentallabor nicht als gängige Fügemethode etablieren konnte.

Das Laserschweißen überzeugt durch hohe Festigkeiten der gefügten Teile (KASENBACHER u. DIELERT, 1988; VAN BENTHEM, 1991; KAPPERT, 1991; FREYTAG, 1994; HOFFMANN, 1996; PÄßLER u. HOTTINGER, 1997), eine geringe Korrosion der Schweißnaht (VAN BENTHEM u. VAHL, 1985a und b und 1988; SCHWARZ, 1992; BUCH u. STRIETZEL, 1996; PÄßLER u. HOTTINGER, 1997) und eine universelle Anwendbarkeit für alle Dentallegierungen. Auch Kombinationsschweißungen von verschiedenen Legierungsarten miteinander sind möglich (VAN BENTHEM, 1990; VAHL und VAN BENTHEM, 1992; GUNDLACH u. KUSCHER, 1996). Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, Gußteile direkt auf dem Meistermodell zu fügen und Reparaturen von Zahnersatz durchzuführen, ohne hitzelabile Teile wie Kunststoff- oder Keramikverblendungen zu beschädigen. Das bedeutet eine beträchtliche Einsparung von Kosten und Zeit (VAN BENTHEM, 1991; VAHL und VAN BENTHEM, 1992). Durch diese Vorteile hat das Laserschweißen vor allem in den letzten zehn Jahren breiten Einzug in die Zahntechnik gehalten.

Dennoch sind zum Beispiel im Bereich der Metallkeramik nicht alle Fragen zum Einsatz des Laserschweißens geklärt. Das Laserschweißen von aufbrennfähigen Legierungen vor dem Keramikbrand ist unter anderem notwendig, wenn der Guß in einem Stück nicht möglich ist, Gußfehler ausgeglichen werden müssen oder Spannungen im Gerüst eliminiert werden sollen. Es liegen jedoch kaum Erkenntnisse darüber vor, welche Auswirkungen das Laserschweißen einer Aufbrennlegierung auf den Verbund zwischen Metall und Keramik am Schweißort hat. Lediglich der Einfluß des Laserschweißens auf die Keramikhaftfestigkeit an Titan wurde untersucht, wobei keine signifikanten Unterschiede zwischen geschweißten und ungeschweißten Proben festgestellt wurden (DERAND, 1995).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den Einfluß des Laserschweißens auf die Haftfestigkeit von Keramik an diversen edelmetallhaltigen Aufbrennlegierungen zu untersuchen und zu vergleichen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Prinzip des Lasers

Der Begriff Laser wurde aus den Anfangsbuchstaben der englischen Bezeichnung für das Funktionsprinzip gebildet: "Light Amplifikation by Stimulated Emission of Radiation", also Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission. Nach den Angaben von GILDE (1994) wurde der erste Laser 1960 von T. H. Maiman entwickelt.

Lasers sind Lichtverstärker und emittieren weitgehend kohärente elektromagnetische Wellen mit Frequenzen, die vom Ultravioletten über den Bereich des sichtbaren Lichts bis ins ferne Infrarot reichen. Im Gegensatz zum gewöhnlichen Licht zeichnet sich die Laserstrahlung durch

- a) extrem hohe Energiedichte
- b) räumliche und zeitliche Kohärenz
- c) Monochromasie aus.

Das Laserprinzip beruht darauf, daß ein System mit mindestens zwei Energieniveaus existiert, auf welches ein äußeres Strahlungsfeld einwirkt. Die Photonen dieses Strahlungsfeldes besitzen die gleiche Energie, wie die Differenz aus den zwei Energieniveaus des Systems. Das System absorbiert dann die Energie. Gleichzeitig induziert das äußere Strahlungsfeld Übergänge vom oberen zum unteren Energieniveau. Die dadurch emittierten Lichtquanten haben die gleiche Frequenz, Phase, Richtung und Polarisation wie die auslösende Welle. Dieser Prozeß wird als induzierte Emission bezeichnet. Für das Auftreten der induzierten Emission muß das angeregte Niveau stärker besetzt sein als das Grundniveau, es muß eine Besetzungsinversion vorliegen. Effektiver läßt sich eine Inversion in einem Vierniveau-System erzeugen (GILDE, 1994).

Ein Laser besteht aus drei Hauptbestandteilen:

- a) dem laseraktiven Material
- b) der Pumpe
- c) dem Resonator (Abb. 1).



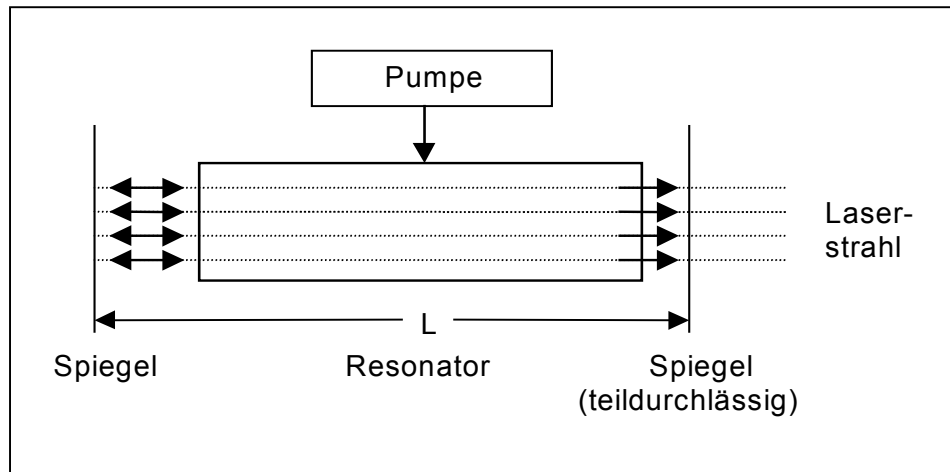


Abb. 1: Prinzipieller Aufbau eines Lasers (nach VAHL und VAN BENTHEM, 1992)

zu a) laseraktives Material:

Es gibt eine Vielzahl von Atomen, Ionen und Molekülen mit entsprechenden Niveauschemata. Bei dem in dieser Untersuchung eingesetzten Nd:YAG-Laser handelt es sich um einen Festkörperlaser, der einen Yttrium-Aluminiumoxid-Granat als Wirtskristall enthält. Dieser ist mit 0,5 - 3,5 Gewichtsprozent Neodym-Ionen als aktivem Bestandteil dotiert.

zu b) Pumpen:

Die Energiezufuhr zur Erzeugung der Besetzungsinversion bezeichnet man als Pumpen. Je nach Laserart existieren verschiedene Pumpmechanismen. Der Nd:YAG-Laser ist ein Vier-Niveau-Laser, der optisch gepumpt wird. Die Anregung des oberen Niveaus erfolgt mittels Absorption der optischen Strahlung durch das Neodymion. Als Pumplichtquellen dienen Xenon-Blitzlampen oder Hochdruck-Krypton-Lampen.

zu c) Resonator:

Der Resonator selektiert Strahlung einer Wellenlänge, die dann mehrfach das invertierte Medium durchläuft und durch stimulierte Emission verstärkt wird (VAHL und VAN BENTHEM, 1992).

Je nach Frequenz und Leistung sind die Laserarten für unterschiedliche Anwendungsbereiche geeignet. Neben dem Einsatz in der Zahntechnik werden Laser in der Zahnmedizin unter anderem im Bereich der Chirurgie, der Par-

odontologie und der Zahnerhaltung eingesetzt (VAHL und VAN BENTHEM, 1992).

## 2.2 Schweißen von Dentallegierungen

Im Gegensatz zum Löten, bei dem metallische Werkstücke mit schmelzenden Zusatzmetallen verbunden werden, ohne daß die zu verbindenden Teile selbst erschmolzen werden, bezeichnet das Schweißen das Verbinden von Werkstücken unter Energiezufuhr im plastischen oder flüssigen Zustand mit oder ohne Zusatzwerkstoff.

Beim Laserschweißen handelt es sich um ein Schmelzschweißverfahren mit einer sehr hohen Energie.

In der Zahntechnik werden zum Laserschweißen vorwiegend Neodym- dotierte Yttrium-Aluminium-Granat-Festkörperlaser (Nd:YAG-Laser) angewandt.

Je nach Emissionscharakteristik ist es möglich, den Laser zum Schweißen im Impuls- oder im Dauerbetrieb (abgekürzt "cw" für continuous wave) einzusetzen. Durch unterschiedliche thermodynamische Abläufe beider Schweißverfahren entstehen bei der Bearbeitung der Legierungen unterschiedliche Gefügeausbildungen. In der Zahntechnik ist der Impulsbetrieb dem cw-Betrieb des Nd:YAG-Lasers vorzuziehen (VAHL, VAN BENTHEM, 1992).

Nach den zur Geltung kommenden Leistungsflußdichten läßt sich das Wärmeleitungsschweißen (100 bis 1 Million W/cm<sup>2</sup>) vom Tiefschweißen (1 Million bis 10 Milliarden W/cm<sup>2</sup>) unterscheiden. Leistungsflußdichten unterhalb 100 W/cm<sup>2</sup> oder oberhalb etwa 10 Milliarden W/cm<sup>2</sup> sind zum Schweißen ungeeignet.

Aufgrund der hohen Leistungsflußdichten bei Impulsschweißungen und den geringen Bestrahlungszeiten von nur einigen Millisekunden kommt der Wärmeleitfähigkeit der Legierung hierbei nur eine untergeordnete Bedeutung zu.

Entscheidend für die Morphologie der Schweißnaht ist die Impulsenergie, die Impulslänge, die Impulswiederholungsfrequenz und darüber hinaus der Grad der Überlappung der einzelnen Schweißimpulse, der Fleckdurchmesser des Laserstrahls und das Reflektionsvermögen der Legierung.

### 2.2.1 Einführung des Laserschweißens in die Zahntechnik

Die ersten Laserschweißungen an festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz wurden 1970 von GORDON und SMITH durchgeführt. Sie erfolgten unter anderem an Kobalt-Chrom-Legierungen, wobei die Prothesen nach längerer Tragezeit makroskopisch keine Fehlstellen aufwiesen. In den Schmelzzonen konnten jedoch Porositäten und Hohlräume nachgewiesen werden (GORDON und SMITH, 1970).

PRESTON und REISBICK führten 1975 elektronenmikroskopische Untersuchungen an mit einem Neodym-Glas-Laser geschweißten Probekörpern im Vergleich zu gelöteten Probekörpern durch. Sie fanden heraus, daß die mit optimalen Parametern lasergeschweißten Verbindungen signifikant besser waren als die gelöteten, die Hohlräume aufwiesen (PRESTON und REISBICK, 1975).

VAHL et al. (1977) verglichen Schweißungen an Edelmetall- und Co-Cr-Basislegierungen, die mit einem Neodym-YAG-Laser im Puls- und im cw-Betrieb durchgeführt wurden. Dabei wurde bei den Co-Cr-Basislegierungen ein Härteanstieg festgestellt.

Später führten VAN BENTHEM et al. (1978) und VAHL et al. (1984) ein ähnliches Experiment mit höheren Energiewerten durch und kamen zu dem Schluß, daß für eine optimale Schweißung leistungsstarke Laser notwendig sind.

Mit dem Bestreben, optimale Parameter für die Laserschweißung an Zahnersatz zu ermitteln, führten REBROV et al. (1982) ihre Untersuchungen durch. Gleichzeitig verglichen sie dabei die Qualität der Verbindungsstelle mit der gelöteten Proben. Die durch Laserschweißung entstandenen Schmelzzonen wiesen eine feinkörnige Struktur ohne Poren und Risse auf, welche in den gelöteten Verbindungen häufig zu finden waren.

VAHL und VAN BENTHEM (1992) beurteilten den Einfluß der Schweißparameter unter anderem anhand des aufgeschmolzenen Metallvolumens und der Schweißnahtform. Beides kann durch den Quotient aus Schweißtiefe und Schweißbreite, den sogenannten Formfaktor, angegeben werden. Dieser ist abhängig von der Impulsenergie, dem Fleckdurchmesser des Laserstrahles, der Impulslänge, der Impulswiederholungsfrequenz und der Überlappung der ein-

zelenen Schweißzonen. Zu hohe Energieflußdichten führen bei Impulslaserschweißungen von edelmetallhaltigen Dentallegierungen zum Auftreten von Lunkern und Porositäten, bei NEM-Legierungen führen sie zu Mikrorissen. FREYTAG (1994) ermittelte die Einflüsse von Laserschweißbedingungen wie Impulsdauer, Spannung, Defokussierung und Schutzgasanwendung auf das Schweißergebnis bei Co-Cr-Basislegierungen. Die Schweißnaht wies demnach gegenüber dem Gußgefüge ein feinkörnigeres Gefüge und einen 25 prozentigen Mikrohärteanstieg auf. Die idealen Schweißparameter lagen dabei in engen Bereichen. Unter Argonabschirmung konnte eine optimale Schweißnahtgeometrie erzielt werden.

PÄßLER und HOTTINGER (1997) belegten an edelmetallfreien Dentallegierungen ebenfalls die Wichtigkeit der Laserparameter für optimale mechanische Eigenschaften der Fügeverbindung.

### 2.2.2 Gefüge lasergeschweißter Dentallegierungen

Bei der Impulslaserschweißung hochgoldhaltiger Legierungen ergibt sich ein feinkörniges Schweißgefüge ohne Ausbildung eines Übergangsbereiches zwischen der Schweißzone und dem nicht aufgeschmolzenen Probenbereich (VAN BENTHEM, 1990).

Bei goldreduzierten Legierungen hingegen findet man sowohl feinkörnig erstarrende, als auch grobkörnig erstarrende Legierungen, sowie eine schmale Übergangszone, in der das ursprüngliche Gefüge infolge Rekristallisation in eine andere Konfiguration umgewandelt wurde (VAN BENTHEM und VAHL, 1982).

Palladium-Basis-Legierungen weisen nach erfolgter Impulslaserschweißung in der gesamten Schweißnaht ein dendritisches Gefüge auf.

Das Schweißgefüge von NEM-Legierungen unterscheidet sich in mehrfacher Hinsicht von den zuvor genannten Gefügen. Aufgrund eines höheren Absorptionsvermögens der Legierungskomponenten ist die Schweißnaht bei vergleichbaren Parametern tiefer. Sie grenzt sich durch ihre feine Strukturierung deutlich vom Ausgangsmaterial ab, eine Übergangszone besteht nicht. Es liegt ein stengelartiges Kristallwachstum vor (VAN BENTHEM, 1990).

### 2.2.3 Korrosionsstabilität von Laserschweißungen

Nach der DIN 50900 bedeutet der Begriff Korrosion "...die Reaktion eines metallischen Werkstoffes mit seiner Umgebung, die eine meßbare Veränderung des Werkstoffes bewirkt und zu einem Korrosionsschaden führen kann. Diese Reaktion ist in den meisten Fällen elektrochemischer Art. Es kann sich aber auch um chemische oder metallphysikalische Vorgänge handeln..." (DIN 50900, 1975).

Im Bereich der Zahnmedizin kommt der elektrochemischen Korrosion auf Grund der großen Zahl der hier eingesetzten metallischen Materialien eine große Bedeutung zu (WEBER, 1985b).

Der Speichel dient dabei mit seinen vorhandenen Ionen als schwacher Elektrolyt. Durch vergärende Tätigkeit der Mundbakterien wird der alkalische Speichel angesäuert. Die dabei entstehenden Säuren zerfallen in  $H^+$ -Ionen und Säure-Anionen. Unter diesen Bedingungen können die Legierungen in Form von Salzen organischer Säuren in Lösung gehen (GASSER et al., 1984; WEBER, 1985a).

Nach Weber (1985b) sind in der Zahnheilkunde grundsätzlich drei Formen der Korrosion zu unterscheiden: Die galvanische Korrosion, der Lochfraß und der gleichmäßige Metallabtrag. Nach Art des galvanischen Elementes kann wiederum zwischen dem Lokalelement, dem Kontaktelement und dem Konzentrations-element unterschieden werden.

Die gelösten Metallbestandteile können zum einen in Wechselwirkung mit lebendem Gewebe treten, wodurch zum Beispiel allergische Reaktionen hervorgerufen werden. Zum anderen können Korrosionsvorgänge eine werkstoffliche Qualitätsminderung der zahnärztlichen Rekonstruktion nach sich ziehen.

Um das Korrosionsverhalten von Legierungen und deren Kombinationen zu überprüfen, stehen sowohl In-vitro- als auch In-vivo-Untersuchungsmethoden zur Verfügung.

Die wichtigsten In-vitro-Korrosionsversuche sind Immersionsuntersuchungen, Potential- sowie Stromzeitmessungen und potentiokinetisch gewonnene Stromdichte-/Potentialkurven (WEBER, 1985b).

Bei den Immersionsuntersuchungen wird der Prüfkörper für einen bestimmten Zeitraum in ein korrosives Medium (Elektrolyt) getaucht. Anschließend kann der Korrosionsangriff mit verschiedenen Methoden ausgewertet werden (LAUTENSCHLAGER et al., 1985).

Als Elektrolyte für die Immersionsuntersuchungen wurden unter anderem folgende Lösungen erprobt: 0,1 m NaCl + 0,1 m Milchsäure (VAN BENTHEM u. VAHL, 1988; WEBER, 1985b), pH-gepufferte (pH 6) 0,9 % Kochsalzlösung, 2 n HCl (DIELERT, 1979), 10 % FeCl<sub>2</sub> sowie künstlicher Speichel (WIRZ, 1984; GEIS-GERSTORFER u. WEBER, 1985). Die Elektrolytlösung aus 0,1 m NaCl und 0,1 m Milchsäure wird auch zur Prüfung der Korrosionsbeständigkeit von Dentallegierungen nach der DIN 13927 verwendet (DIN 13927, 1990).

SCHWICKERATH und MOSLEH (1985) setzten zur Überprüfung der Korrosionsstabilität des Metall-Keramik-Verbundes ebenfalls eine 0,1 m Milchsäure-Kochsalzlösung ein. Diese war mit Natriumlactat auf verschiedene pH-Werte abgepuffert. Dabei diente der Dreipunkt-Biegeversuch nach Schwickerath zur Prüfung der Verbundfestigkeit.

Die In-vivo-Prüfungen dienen zur Kontrolle der Übertragbarkeit der In-vitro-Ergebnisse auf die Bedingungen der Mundhöhle. So werden zum Beispiel Aufbißschienen oder Prothesenteile mit Probekörpern aus den zu prüfenden Materialien bei Patienten eingegliedert. Anschließend erfolgen Gewebe- oder Speichelanalysen, Potentialmessungen im Mund oder Untersuchungen der Probekörper auf sichtbare Veränderungen (WEBER et al., 1985).

Da das Löten und Schweißen von Dentallegierungen sowohl das Gefüge, als auch die Zusammensetzung der Legierungen beeinflusst, liegt der Schluß nahe, daß derart bearbeiteter Zahnersatz eine veränderte Korrosionsresistenz aufweist.

DIELERT (1979) entdeckte bei seinen Korrosionsversuchen an Lötungen einen verstärkten Angriff der Lotnähte und aufgerauhte Oberflächen der Probekörper, während die Nahtbereiche (allerdings mikroplasma-) geschweißter Probekörper praktisch frei von Korrosionserscheinungen waren.

Die Laserschweißung liefert im Vergleich zur Lötung die korrosionsstabilere Fügeverbindung. In mehreren Untersuchungen prüften VAN BENTHEM u. VAHL (1985a, 1985b, 1988) das Korrosionsverhalten von lasergeschweißten hochgoldhaltigen Dentallegierungen, Co-Cr- und Ni-Cr-Legierungen und einer hochgoldhaltigen Legierung, deren Fügeseit mit diversen Zulegematerialien in Form von Folien verschweißt wurde. Dabei erwiesen sich die Schweißungen korrosionsbeständiger als Lötungen der gleichen Legierungen. Es stellte sich heraus, daß beim Laserschweißen mit einer optimalen Schweißenergie die Korrosion am geringsten ist. Bezüglich des Zulegematerials wurde festgestellt, daß höheredelmetallhaltige Zulegefolien die Korrosionsbeständigkeit der Schweißnaht steigern.

Auf eine geringere Korrosionsresistenz der Lötverbindungen durch Bildung eines galvanischen Elementes weisen auch BUCH und STRIETZEL (1996) hin, die Laserschweißungen und Lötungen an einer Co-Cr-Legierung untersuchten. Ähnliche Ergebnisse lieferte SCHWARZ (1992), die bei Lötungen an einer Silber-Palladium-Legierung und zwei NEM-Legierungen einen erhöhten Sauerstoffgehalt in den Lotnähten nachwies, was die vermehrte Korrosionsanfälligkeit gegenüber den lasergeschweißten Proben erklärt.

In Korrosionsversuchen von PÄßLER und HOTTINGER (1997) wiesen die gelöteten Proben niedrigere Durchbruchspotentiale als die gelaserten bzw. als die Proben im Ausgangszustand auf. Im Gegensatz zum Löten beeinträchtigt das Laserschweißen somit die gute Korrosionsbeständigkeit der edelmetallfreien Dentallegierungen nicht.

#### 2.2.4 Mechanische Eigenschaften lasergeschweißter Dentallegierungen

Auch die Festigkeitswerte der Laserschweißungen sind denen vergleichbarer Lötungen überlegen (HOFFMANN, 1996). VAN BENTHEM (1991) stellte bei Zerreifestigkeitsmessungen an lasergeschweißten Edelmetall- und Nichtedelmetalllegierungen Festigkeiten im Bereich der gegossenen Grundwerkstoffe fest, während die Lötungen nur Werte um 300 N/mm<sup>2</sup> lieferten.

KAPPERT (1991) konnte hingegen nachweisen, daß bei Lötungen von Goldlegierungen durchaus Zerreifestigkeitswerte von 500 N/mm<sup>2</sup> erreicht werden können. Durch die geringere Korrosionsfestigkeit der Lötungen wird jedoch die Dauerfestigkeit der Lötverbindungen herabgesetzt.

Nach dem Laserschweißen beträgt die Härte nach VICKERS bei edelmetallhaltigen Dentallegierungen als Funktion der Energiefludichte 63 bis 95% der Härte des Ausgangsmaterials. Auch VAHL, VAN BENTHEM und SCHELL (1984) stellten in der Laserschweinaht der hochgoldhaltigen Legierung Degulor M eine Verringerung der Härte des Ausgangsmaterials auf 74 bis 78% fest.

Bei den NEM-Legierungen fällt eine große Streuung der Meßwerte auf. Die Aufhärtung beträgt hierbei bis zu 150% der Härte des Ausgangsmaterials (VAN BENTHEM, 1990).

#### 2.2.5 Fügen von unterschiedlichen Dentallegierungen miteinander

Mit Hilfe der Laserschweißtechnik ist es erstmals möglich, NEM- und Edelmetallegierungen reproduzierbar miteinander zu verschweißen. Die bei diesen sogenannten Hybridschweiungen erreichten Zerreifestigkeiten von etwa 800 N/mm<sup>2</sup> sind denen entsprechender Lötungen, die nur Festigkeiten bis zu 300 N/mm<sup>2</sup> lieferten, weit überlegen (VAN BENTHEM, 1991).

GUNDLACH und KUSCHER (1996a und b) erreichten bei Hybridschweiungen Zugfestigkeitswerte, welche die Dehngrenzen der gefügten Edelmetalle, also der schwächeren Grundwerkstoffe, überstiegen. Die Anforderung der ISO 9333 an dentale Lötverbindungen, eine Festigkeit von 350 N/mm<sup>2</sup> zu liefern, wurden deutlich übertroffen (ISO 9333, 1990).

Bei Verbindungen einer Co-Cr-Mo-Legierung mit einer goldreduzierten Legierung erwies sich die Laserschweißung gegenüber der Lötung als vorteilhafter: Die Biegefestigkeit war bei Untersuchungen von KASENBACHER und DIEBERT (1988) um 1/3 höher als bei den Lötungen. Bei der metallographischen Untersuchung wiesen die Lötungen mangelhafte Benetzungen der zu fügenden



Elemente sowie Lunker auf, während die Laserschweißungen reproduzierbare eutektische Phasen lieferten.

### 2.2.6 Das Mikroplasma-schweißen

Neben den Laserschweißungen an zahntechnischen Werkstücken wurde auch die Qualität von Mikroplasma-schweißungen untersucht. Diese Fügeart zählt, wie auch das Laserschweißen im cw-Betrieb, zu den Wärmeleitungsschweißverfahren (VAHL und VAN BENTHEM, 1992).

1979 führte DIELERT Untersuchungen an mikroplasmageschweißten und gelöteten Dentalgoldlegierungen durch. Die geschweißten Proben wiesen höhere Festigkeiten auf und waren auch bezüglich der Korrosion den Lötungen überlegen (DIELERT, 1979).

Ähnliche Ergebnisse lieferte eine spätere Untersuchung von DIELERT und KASENBACHER (1987), in der die Mikroplasma-schweißung einer Co-Cr-Legierung im Vergleich zur Lötung ausgewertet wurde. Darüber hinaus wurde hierbei auch die gepulste Laserschweißung getestet, die sich gegenüber der Mikroplasma-schweißung durch eine schmale Verbindungszone mit einem nicht nachweisbaren Wärmeeinflußbereich auszeichnete.

Die Nachteile der Mikroplasma-schweißung gegenüber der Laserschweißung sind die breiten Schweißnähte mit großen Wärmeeinflußzonen, die auf geringere Leistungsflußdichten beim Mikroplasma-schweißen zurückzuführen sind.

Durch die starke Hitzeentwicklung und die relativ große Strahlbreite sind Übertragungsarbeiten auf ein hitzebeständiges Modell wie beim Löten erforderlich, dünnere Metallteile sind nicht miteinander verschweißbar, hitzelabile Teile in Nähe der Schweißnaht sind gefährdet. Mikroplasmageschweißte Edelmetalllegierungen weisen oft Poren und feine Lunker auf. Somit ist in der Zahntechnik die Anwendung des Mikroplasma-schweißens auf NEM-Legierungen beschränkt (VAN BENTHEM, 1991; KASENBACHER und DIELERT, 1992).

### 2.2.7 Vorteile des Laserschweißens gegenüber anderen Fügeverfahren

Die Vorteile der Impulslaserschweißtechnik in der dentalen Technologie gegenüber konventionellen Fügeverfahren fassen VAHL und VAN BENTHEM (1992) wie folgt zusammen:

- Steigerung der Stabilität metallischen Zahnersatzes durch höhere Festigkeit der Fugestelle
- dadurch grazile Gestaltung der Fugestelle möglich
- erhöhte Korrosionsresistenz durch Verzicht auf Zusatzmaterialien
- dadurch auch Materialeinsparung
- größere Reproduzierbarkeit der Fügequalität
- Fügen auf dem Meistermodell möglich
- Fügen in der Nähe hitzelabiler Teile möglich
- Zeiteinsparung durch Wegfall verschiedener Arbeitsgänge
- das Löten nach dem Keramikbrand kann durch das Impulslaserschweißen ersetzt werden

## 2.3 Metallkeramik in der Zahntechnik

### 2.3.1 Entwicklung und Struktur von Metallkeramiken

Erste Versuche, mit Keramik überbrannte Metalle für den Zahnersatz nutzbar zu machen, reichen bis in das erste Drittel des 18. Jahrhunderts zurück. Der Durchbruch erfolgte jedoch erst Anfang der 60er Jahre des 20. Jahrhunderts. Die Brenntemperatur der bis dahin für Zahnersatz üblichen Keramikmassen lag über den Schmelztemperaturen der Metalle. Darüber hinaus war der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) dieser Dentalkeramiken zu niedrig. Beide Probleme konnten durch Erhöhung des Kaliumoxidgehalts in der keramischen Masse behoben werden (KRUMBHOLZ, 1992). 1962 meldete Weinstein als erster ein Patent für eine Aufbrennkeramik an (WEINSTEIN, 1962).

Die konventionellen Aufbrennkeramiken bestehen zu 60 bis 80% aus Feldspat und zu 15 bis 25% aus Quarz, weshalb sie auch als Feldspatkeramiken bezeichnet werden (MARXKORS und MEINERS,1991).

Die einzelnen Bestandteile sind folgende (Angaben in Gew.-%): 60 bis 70% SiO<sub>2</sub>, 10 bis 19% Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 8 bis 14% K<sub>2</sub>O, 2 bis 7% Na<sub>2</sub>O, 0 bis 2% Li<sub>2</sub>O, 0 bis 4% CaO bzw. MgO und 0 bis 3% B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (KRUMBHOLZ 1992).

Konventionelle Metallkeramiken werden bei etwa 960°C gesintert. Ihr WAK liegt zwischen 12 und 14 ppm/K.

Das Gefüge dieser Keramiken besteht aus zwei Phasen. Die vorwiegend aus Leuzitkristallen bestehende kristalline Phase wird von einer Glasphase umgeben (TINSCHERT, MARX und GUSSONE, 1995).

### 2.3.2 Mechanismen der Haftung von Keramik an Dentallegierungen

Der Verbund von Dentalkeramik und Legierung beruht auf drei unterschiedlichen Bindungsmechanismen:

1. mechanische
2. adhäsive
3. chemische

Unter den mechanischen Bindungsmechanismen versteht man einerseits ein Aufschumpfen der Keramik auf das Metallgerüst durch einen geringfügig höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) der Legierung gegenüber der Keramik. Zum Anderen wirken sich raue Oberflächen im Sinne von Mikroretentionen positiv auf die Haftung aus.

Bei den adhäsiven Bindungsmechanismen handelt es sich um zwischenmolekulare Anziehungskräfte, sogenannte Van der Waals-Kräfte, also Dipolkräfte und Wasserstoffbrückenbindungen.

Die chemische Bindung zwischen Metall und Keramik wird durch Haftoxide bewirkt. Als Haftoxidbildner werden den Edelmetall-Dentallegierungen in geringen

Anteilen (ca. 1%) Nichtedelmetalle wie Zinn, Indium und Eisen zugesetzt. Bei den NEM-Legierungen übernimmt das Chrom die Funktion des Oxidbildners. Die Oxidschicht sollte im Idealfall monomolekular ausgebildet sein, da eine zu dicke Schicht den Verbund schwächt.

Während der Keramikbrände werden dann sogenannte Mischoxide gebildet, worunter man Bindungen zwischen Keramik- und Legierungsbestandteilen über Sauerstoffbrücken versteht (MARXKORS und MEINERS, 1991; STRIETZEL, 1999).

Dieser chemische Bindungsmechanismus wurde unter anderem von LAUTENSCHLAGER et al. (1969) nachgewiesen, die bei Elementanalysen Anhäufungen von Eisen, Zinn und Kupfer entlang der Metall-Keramik-Grenze feststellten.

### 2.3.3 Beeinflussung der Keramikhaftfestigkeit

Die Verbundfestigkeit zwischen Keramiken und Dentallegierungen wird grundsätzlich von zwei Hauptfaktoren beeinflusst.

Einerseits durch die materialspezifischen Eigenschaften der Legierungen und der Keramikmassen, andererseits durch die Weiterverarbeitung durch den Zahntechniker.

#### a) materialabhängige Eigenschaften

Die metallkeramischen Konstruktionen der NEM-Legierungen unterscheiden sich von denen der Edelmetallegierungen unter anderem durch etwas niedrigere Haftfestigkeitswerte.

AUGTHUN (1996) stellte bei klinischen Nachuntersuchungen eine höhere Abplatzrate der Keramik bei Palladium-Basislegierungen im Vergleich zu hochgoldhaltigen Legierungen fest.

Aber auch innerhalb einer Legierungsart haben Änderungen der Legierungszusammensetzung Auswirkungen auf die Haftfestigkeit der Keramik. So wiesen O'CONNOR et al. (1996) bei Ni-Cr-Legierungen mit Beryllium höhere Werte nach als bei solchen ohne Beryllium. Bei Palladium-Basislegierungen ergaben

Palladium-Kupfer-Legierungen höhere Keramikhafffestigkeiten als Palladium-Cobalt-Legierungen.

BRAUNER und HAUßNER (1989) wiesen nach, daß die Palladium-Basislegierungen bezüglich des Korrosionsverhaltens in drei Gruppen eingeteilt werden können, von denen sich die erste wie eine hochgoldhaltige Legierung und die dritte wie eine Silber-Palladiumlegierung verhält. Die zweite Gruppe weist in ihrem Korrosionsverhalten eine Zwischenstellung auf.

Hingegen stellten MEZGER et al. (1989) bei Untersuchungen an acht Palladium-Basislegierungen keine Unterschiede bezüglich der Korrosion fest.

Die Wärmeausdehnungskoeffizienten der einzelnen Verbundmaterialien sollten aufeinander abgestimmt sein (SCHWICKERATH, 1983).

Vor allem der Elastizitätsmodul der Legierung beeinflußt das Festigkeitsverhalten der Verbundkonstruktion. Mit zunehmendem E-Modul sinken die in der Verbundfläche übertragenen Spannungen. Die Abhängigkeit der Verbundspannungen vom E-Modul der Keramik ist weniger ausgeprägt (SCHWARZ, LENZ und SCHWICKERATH, 1988).

#### b) Verarbeitungsbedingungen

Unterschiedliche Temperaturführungen beim Brennen der Keramik verändern die prozentualen Anteile von Glasphase und Kristallphase, was sich einerseits auf den WAK auswirkt, und zum anderen die Festigkeit der Keramik verändert, die wiederum direkte Auswirkungen auf den Metall-Keramik-Verbund hat (FREESMEYER und LINDEMANN, 1985).

Auch die Anzahl der Brände beeinflußt die Festigkeit der Keramik. Vor allem die Dentinmassen weisen nach mehreren Bränden niedrigere Biegefestigkeitswerte auf.

Bei zwei von drei untersuchten Silber-Palladium-Legierungen erhöhte ein Abschrecken nach dem Guß die Keramikhafffestigkeit. Da die abgeschreckten Proben ein feinkörnigeres Metallgefüge aufwiesen, läßt sich ein Einfluß des Metallgefüges auf die Hafffestigkeit vermuten (JOCHEN et al., 1988).

Wichtig für den Verbund ist vor allem die Oberfläche der Legierung. Im Allgemeinen steigt die Keramikhafffestigkeit mit zunehmender Oberflächenrauigkeit

an. Diese kann durch verschiedene Arbeitsgänge beeinflusst werden, wie zum Beispiel durch Aufrauhen mit Stein, Fräse oder durch Abstrahlen mit Korund. NERGIZ et al. (1999) stellten bei Untersuchungen an verblendetem Titan dagegen fest, daß die Oberflächenrauigkeit nicht den erwarteten Einfluß auf die Scherverbundfestigkeit hat.

JOCHEN et al. (1986) entdeckten in diesem Zusammenhang bei Untersuchungen an einer Gold-Palladium-Legierung und einer Silber-Palladium-Legierung, daß Sandstrahlen mit Aluminiumoxid der Körnung 50 µ oder Dampfstrahlen oder beides kombiniert die höchsten Haftfestigkeiten liefert.

Auch RAMMELSBERG et al. (1998) wiesen auf die Wichtigkeit der Oberflächenkonditionierung für die Verbundfestigkeit hin.

Ein Oxidbrand mindert bei NEM-Legierungen die Verbundfestigkeit, bei goldreduzierten Legierungen steigert er die Verbundfestigkeit (SCHWICKERATH, 1982; SCHWICKERATH und MOKBEL, 1983).

Nach Untersuchungen von WU et al. (1991) hingegen hat der Oxidbrand keinen Einfluß auf die Haftfestigkeit bei NEM-Legierungen.

Letztlich wird die Verbundfestigkeit entscheidend von den Dimensionen und der Verteilung der Verbundmaterialien mitbestimmt.

#### 2.3.4 Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen Metall und Keramik

Gleichzeitig mit dem breiten Einzug von Metallkeramiksystemen in die Zahntechnik begann die Suche nach hierfür geeigneten Qualitätstests. Diese sollen dazu dienen, einen klinischen Einsatz des neuartigen Zahnersatzes ohne Risiken zu ermöglichen. Darüber hinaus tragen sie durch die Vergleichbarkeit verschiedener Metallkeramiksysteme zur Entwicklung immer besserer Materialkombinationen bei.

Die Hauptaufgabe von Qualitätstests im Bereich der Metallkeramik ist neben der Untersuchung der Materialeigenschaften von Legierungen und Keramikmassen die Prüfung des metallkeramischen Verbundes, denn das Versagen

dieses Verbundes ist eine der häufigsten Ursachen für Mißerfolge keramikverblendeter Kronen und Brücken (KERSCHBAUM, 1998; SCHWARZ, LENZ und SCHWICKERATH, 1988). SCHMIDT (1990) stellte anhand seiner Untersuchungen an Brücken aus einer Palladium-Basislegierung fest, daß im Durchschnitt etwa 10% des keramisch verblendeten Zahnersatzes nach einer Tragedauer von drei Jahren keramische Defekte aufweist. KERSCHBAUM (1998) beschrieb bei der Auswertung mehrerer klinischer Studien zur Bewährung der Metallkeramik im günstigsten Fall eine Abplatzrate von 5 bis 8% nach fünf Jahren Tragedauer.

Da jedoch beim praktischen Gebrauch des Zahnersatzes einerseits unterschiedliche geometrische Konstruktionen, andererseits unterschiedliche Materialeigenschaften der Verbundmaterialien wie Elastizitätsmodul, Wärmeausdehnungskoeffizient, Druck-, Zug-, Biege- und Scherfestigkeit ein sehr komplexes Verhalten induzieren, ist es nicht möglich, ein allen Einflußfaktoren Rechnung tragendes Prüfverfahren zu finden.

Die Tests können nach Art und Richtung der Krafteinwirkung in Scherversuche, Biegeversuche, Zugversuche und Schlagversuche unterschieden werden, wobei manche Verfahren Kombinationen darstellen (MARX, 1986).

1962 stellten SHELL und NIELSEN einen zylindrischen Scherversuch zur Prüfung des Verbundes zwischen einer Goldlegierung und Keramik vor, der in den darauffolgenden Jahren von ANTHONY et al. (1970), ASGAR und GIDAY (1978) und MALHOTRA et al. (1980) weiter modifiziert wurde.

Ein weiterer Versuch, die Haftfestigkeit von Keramiken an Dentallegierungen zu bestimmen, bestand in der Messung noch anhaftender Keramikmengen bzw. noch mit Keramik bedeckter Bereiche nach künstlichem Entfernen der Keramik (MACKERT et al., 1988). Jedoch korreliert nach Untersuchungen von SCHWICKERATH (1982) die Verbundfestigkeit nicht mit der noch anhaftenden Keramikmenge. Anhand eines Dreipunkt-Biegeversuchs bemerkte er, daß auch Stäbe mit gleichem Anhaften von Keramikresten unterschiedlich belastbar waren.

ANUSAVICE et al. (1980) stellten fest, daß es bis dato trotz vieler Untersuchungen bezüglich des Metall-Keramik-Verbundes keine allgemein anerkannten Haftfestigkeitsprüfungen gab. Sie untersuchten 11 Verbundprüfungen bezüglich der Scherkraftverteilung an der Zwischenfläche mit der Methode der finiten Elemente. In 10 Prüfmethode existierten Belastungskonzentrationen unterschiedlichen Ausmaßes, welche einen quantitativen Vergleich der Haftfestigkeiten aus verschiedenen Prüfmethode erschweren. Nur der parallele Scherest mit quaderförmigem Keramikblock war hiernach annähernd frei von Spannungskonzentrationen. In 8 Prüfmethode waren die Zugbelastungen größer als die Scherbelastungen, wodurch ein zu frühes Verbundversagen wahrscheinlich wird.

Zu Beginn der 80er Jahre entwickelte SCHWICKERATH (1982) eine Versuchsanordnung, bei der das Versagenskriterium "Ablösen der Keramikschicht" in den meisten Fällen zu beobachten war (Abb. 8, Seite 31). Er folgerte daraus, daß dabei die größte Beanspruchung der Prüfkörper an der Verbundstelle liegt. Dieser Dreipunkt-Biegeversuch ist in Deutschland eine der am häufigsten angewandten Prüfmethode. Zunächst wurde als Verbundfestigkeit noch die maximal erreichte Kraft bis zum Verbundversagen angegeben.

In einer späteren Untersuchung von SCHWARZ, LENZ und SCHWICKERATH (1988) wurde die Prüfung der Verbundfestigkeit mit dem Dreipunkt-Biegeversuch weiter präzisiert. Mit Hilfe der Methode der finiten Elemente wurden die Verbundspannungsverteilungen am Ort des Verbundversagens ermittelt. Es stellte sich heraus, daß es sich bei dem Test um einen Scherzug-Verbundtest handelt, der aber noch den Scher-Verbundtests zuzuordnen ist, da Zug- und Schubspannungen nahezu gleich groß sind. Die Angabe der Bruchkraft reicht gemäß dieser Untersuchung nicht zur exakten Beschreibung der Verbundfestigkeit aus. Vielmehr ist hierfür die genaue Kenntnis der an der Bruchstelle vorliegenden Spannungen erforderlich. Unter Berücksichtigung der auftretenden Spannungen, der Elastizitätsmoduln der Legierungen und der auf 0.05 mm genauen Metallquaderdicken der Probekörper wurde in dieser Untersuchung die sogenannte Scher-Verbundfestigkeit erarbeitet.

Aufgrund dieser Eigenschaften wurde die Methode in die DIN 13927 zur Prüfung metallkeramischer Systeme übernommen (DIN 13927, 1991).



## 2.4 Löten und Laserschweißen im Bereich der Metallkeramik

In der Zahntechnik kann aus unterschiedlichen Gründen ein Zusammenfügen von metallkeramischem Zahnersatz vor oder nach Anfertigung der Verblendung gefordert sein. Als Beispiel seien Fälle genannt, in denen sich der Einstückguß aus Dimensionsgründen verbietet, ein Fügen von verschiedenen Legierungen nötig ist, Reparaturen durchgeführt werden müssen oder gußtechnische Mängel zu beheben sind.

Vor der Einführung des Laserschweißens in die Zahntechnik stellte die Lötung auch in diesen Fällen die am häufigsten praktizierte Fügemethode dar.

Das Löten in der Zahntechnik wird bei Temperaturen oberhalb von 450 °C durchgeführt und ist daher dem Hartlöten zuzuordnen.

Beim Verlöten von Aufbrennlegierungen ist die erforderliche Höhe der Arbeitstemperatur davon abhängig, ob das Verblenden mit keramischen Massen vor oder nach der Lötung durchgeführt wird. Beide Vorgehensweisen sind möglich und werden durch folgende zwei Lötpraktiken realisiert:

Das Löten vor dem Brennen der Keramikmassen wird überwiegend mit der Flamme durchgeführt und deshalb als Flammenlötung bezeichnet. Hierbei muß der Soliduspunkt der verwendeten Lote höher liegen als der Schmelzpunkt der keramischen Massen, um die Verbindung der gelöteten Werkstücke während des Keramikbrandes nicht zu gefährden. Da hierbei die Temperaturführung dem subjektiven Erfahrungswert des Technikers überlassen ist, birgt dieses Vorgehen die Gefahr der Überhitzung des Lotes bzw. dessen Oxidation in sich (STAFFANOU et al., 1980). Im Falle einer Überhitzung wird eine dauerhafte Verbindung der Metallstücke verhindert.

Das zweite Verfahren ist das Löten nach dem Brennen der Keramikmassen, welches mit einer sogenannten Ofenlötung praktiziert wird. Hierbei wird das zu verlötende Werkstück zusammen mit dem Lot und einem Flußmittel in einem Keramikbrennofen gleichmäßig auf die Arbeitstemperatur erwärmt. Ein Überhitzen des Lotes wird somit verhindert.

LANGENBACH (1981) stellte bei Untersuchungen an schematisierten Brückenkonstruktionen aus hochgoldhaltigen- und goldreduzierten Legierungen fest, daß bei der Ofenlötung höhere Festigkeitswerte ermittelt wurden, als beim Löten mit der Flamme.

Nach Untersuchungen von KOPPE-GRÜNDT (1983) an edelmetallreduzierten Legierungen sollte sowohl die Ofenlötung als auch die Flammenlötung auf notwendige Fälle eingeschränkt werden. Der durchschnittlich erreichte Füllgrad der Lötungen an stilisierten Kronen war mit annähernd 75% zwar befriedigend, jedoch wiesen viele Proben Lunker und Einschlüsse auf, was zu großen Schwankungen der einzelnen Füllgradmessungen führte.

Der Einfluß von Lötungen auf die Metall-Keramik-Haftfestigkeit an Palladium-Gallium-Legierungen wurde bereits von GALINDO et al. (2001) untersucht. Mit einem Dreipunkt-Biegeversuch konnten keine unterschiedlichen Haftfestigkeiten zwischen gelöteten und ungelöteten Proben festgestellt werden.

Die bereits angesprochenen Vorteile des Laserschweißens empfehlen seinen Einsatz auch bei Verbindearbeiten von metallkeramischem Zahnersatz, gerade vor dem Hintergrund der aufgeführten Problematik von Lötungen.

Die Eigenschaften der Laserschweißung erlauben dabei je nach Erfordernis zwei Vorgehensweisen:

Einerseits ist das Schweißen nach dem Keramikbrennen in der Nähe der Verblendungen möglich, da durch die hohen Leistungsflußdichten und die geringen Bestrahlungszeiten des gepulsten Lasers nur ein eng begrenzter Bereich aufgeschmolzen wird und nur eine geringe Wärmeleitung erfolgt (VAHL und VAN BENTHEM, 1992).

Andererseits ist auch das Schweißen vor dem Keramikbrand möglich, da als Zulegematerial beim Laserschweißen die Legierung verwendet werden sollte, aus der die zu fügenden Teile bestehen, oder zumindest eine Legierung mit ähnlicher Zusammensetzung wie die der Ausgangsmaterialien (GUNDLACH und KUSCHER, 1996a und b). Hierdurch kann eine Schädigung der Verbundstelle durch den Keramikbrand ausgeschlossen werden.

Diese Methode wird in der Zahntechnik bereits eingesetzt, obwohl in der Literatur keine Untersuchungen bezüglich der Keramikhaftfestigkeit auf lasergeschweißten, edelmetallhaltigen Legierungen beschrieben sind.

In dieser Arbeit sollen erstmalig die Auswirkungen des Laserschweißens auf die Keramikhaftfestigkeit untersucht werden, um die Qualität von lasergeschweißtem und anschließend verblendetem Zahnersatz beurteilen zu können.

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Verwendete Dentallegierungen

Die Untersuchungen wurden an 8 verschiedenen Dentallegierungen der Heraeus Kulzer GmbH, 63450 Hanau, durchgeführt (Tab. 1 und 2).

##### Legierungen:

Nr. 1 = Mainbond A

Nr. 2 = Hera KF

Nr. 3 = Alba KF

Nr. 4 = Bio Herador N

Nr. 5 = Herador H

Nr. 6 = Heraloy G

Nr. 7 = Herabond

Nr. 8 = Albabond

Tab. 1: Prozentualer Massengehalt der bei den Untersuchungen verwendeten Dentallegierungen nach Herstellerangaben (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)

Nr.	Legierungsbestandteile in %											
	Au	Ag	Pt	Pd	Cu	Sn	Zn	In	Ga	Ir	Ru	sonstige
1	74,1	9,0	8,9	-	4,4	-	2,0	1,5	-	0,1	-	-
2	55	30,5	-	9,9	-	-	2,0	2,5	-	<0,1	<0,1	-
3	-	53	-	39,9	-	1,5	3,5	2,0	-	<0,1	<0,1	-
4	86,2	-	11,5	-	-	-	1,5	-	-	-	0,4	0,3 Ta, 0,3 Mn
5	78,5	-	10,0	7,8	-	-	-	3,5	-	0,2	-	-
6	51,5	-	-	37,9	-	-	-	8,5	2,0	<0,1	<0,1	-
7	51,5	18,0	-	26,6	0,2	2,7	-	0,9	-	<0,1	<0,1	-
8	-	27,8	-	60,1	-	3,0	0,2	7,0	1,5	0,2	0,2	-

Tab. 2: Technische Daten der Dentallegierungen nach Herstellerangaben  
(Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)

Nr.	Dichte (g/cm <sup>3</sup> )	Härte(HV5) s	Dehngrenze (N/mm <sup>2</sup> ), v	Bruchdehnung (%), wk v	WAK (µm/m K), bei 25-500°C	E-Modul (N/mm <sup>2</sup> )
1	16,7	180	500	9 6	16,6	95000
2	14,1	205	640	20 6	-	99000
3	11,0	225	550	20 8	-	110000
4	19,0	185	555	6 5	14,2	90000
5	17,6	200	710	8 5	13,9	118000
6	14,5	210	600	23 14	13,9	130000
7	14,3	200	600	12 8	14,5	127000
8	11,2	260	660	26 12	14,4	130000

Abkürzungen:

w = weichgeglüht und dunkelrot abgeschreckt

k = Aufbrennlegierung: Zustand nach dem Keramikbrand

v = vergütet

s = Selbstaushärtung durch langsames Abkühlen in der Gießform

Bei der ersten Legierungssorte handelt es sich um eine hochgoldhaltige Legierung, wie sie in der Praxis überwiegend eingesetzt wird. Die zweite ist eine goldreduzierte Legierung. Eine solche Legierungsart wird vor allem aus Gründen der Kostenersparnis verarbeitet. Das gilt auch für die dritte Legierung, bei der es sich um eine Silber-Palladiumlegierung handelt.

Die Probekörper der Legierungen 1 bis 3 wurden mit einer niedrigschmelzenden Testkeramik der Firma Heraeus Kulzer, Hanau, verblendet. Die Probekörper der Legierungen 4 bis 8 wurden mit der Keramik Omega 900 der Firma Vita, Bad Säckingen, verblendet. Bei ihnen handelt es sich um zwei hochgoldhaltige Legierungen (4 u. 5), zwei goldreduzierte Legierungen (6 u. 7) und eine Palladium-Basislegierung (8).

### 3.2 Probekörpergeometrie

Die Abmessungen der Probekörper wurden gemäß der DIN-Norm 13 927 gewählt, nach der auch der Biege-Scherversuch durchgeführt wurde (s.u.). Jeder Probekörper stellt einen Metallquader einer Länge von ca. 25 mm, einer Breite von 3 mm (+/- 0,1 mm) und einer Dicke von 0.5 mm (+/- 0,05 mm) dar. Dieser ist von einer Seite mittig mit Keramik in voller Breite beschichtet. Die Keramikschicht ist quaderförmig und rechtwinklig. Sie hat eine Höhe von 1 mm (+/- 0,1 mm) und eine Länge von 8 mm (+/- 0,1 mm).

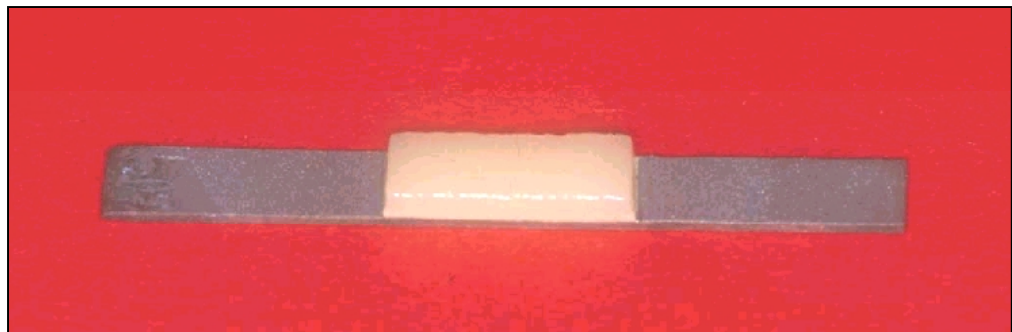


Abb. 2: Fertiggestellter Probekörper

### 3.3 Probekörperherstellung

#### 3.3.1 Anfertigung der Metallquader

Die Probekörper wurden im Wachsauerschmelz-Gießverfahren hergestellt, indem aus einer 0,5 mm dicken Plexiglasfolie (Firma Heeg, Karlstein) Stücke einer Länge von 25 mm und einer Breite von 3 mm ausgeschnitten wurden. Um eine durch die spätere Laserschweißung hervorgerufene Ausdünnung der Metallquader im Randbereich zu vermeiden, wurden die zu schweißenden Quader vorerst in einer Breite von 3,5 mm hergestellt und nach dem Schweißvorgang durch Beschleifen auf die Breite von 3 mm reduziert.

Jeweils 18 Kunststoffquader wurden mit der Einbettmasse Heravest Speed der Firma Heraeus Kulzer nach Vakuummischung in einer 9er Gussmuffel eingebettet (Abb. 3).

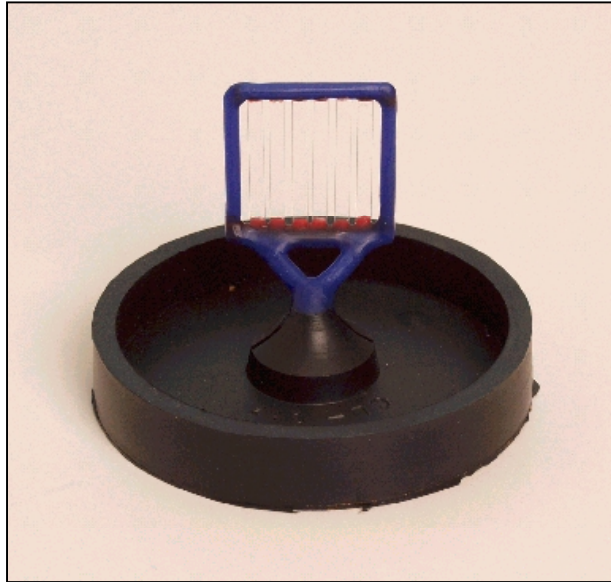


Abb. 3: Gusmuldenformer mit sechs Kunststoffquadern im Gusskanalsystem

In dem Ofen CLV-V3 der Firma Heraeus Kulzer erfolgte das Ausschmelzen und das Aufheizen auf Gießtemperatur nach den Angaben des Legierungsherstellers. Der Gießvorgang wurde mit dem Gießgerät CLI-95 der Firma Heraeus Kulzer im Forschungslabor derselben Firma durchgeführt. Nachdem die Muffeln bei Raumklima auf Zimmertemperatur abgekühlt waren, erfolgte das Ausbetten mit einer Gipszange. Anschließend wurden letzte Einbettmassereste mit Strahlkorund der Größe 125  $\mu\text{m}$  in dem Sandstrahlgerät CL-SSG der Firma Heraeus Kulzer entfernt. Die Metallquader wurden mit einer Trennscheibe vom Gusskanalsystem abgetrennt.

Die weiteren Schritte der Probekörperherstellung wurden im zahntechnischen Labor Schröder in Löhne durchgeführt.

Von jeder Legierung wurden insgesamt 36 Probekörper hergestellt, die in drei Gruppen aufgeteilt wurden:

12 Quader wurden mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse der Firma Brassler-Komet, Lemgo, auf die bei dem Biege-Scherversuch der DIN 13927 geforderten Maße geschliffen. Als Meßinstrument diente eine Mikrometerschraube der Firma Mitotoyu (Japan). Diese nicht gelaserten Probekörper bildeten die Kontrollgruppe (Bezeichnung: "ungelasert").

Bei 12 weiteren Metallquadern jeder Legierung wurde die Oberfläche im gesamten Bereich der späteren Keramikaufbrennzone ohne Schweißzusatzmaterial lasergeschweißt. Anschließend wurden diese mit der Hartmetallfräse auf die erforderliche Größe geschliffen, wobei auch die zu verblendende Fläche beschliffen wurde (Bezeichnung: "gelasert und beschliffen"). Dieses Vorgehen entspricht dem in der Zahntechnik üblichen Verfahren, den Schweißbereich durch mechanische Bearbeitung für die Verblendung vorzubereiten.

Die dritte Gruppe von 12 Probekörpern wurde ebenfalls im gesamten Bereich der späteren Keramikaufbrennzone lasergeschweißt. Die exakten Probekörpermaße wurden wieder mit der Hartmetallfräse eingestellt, ohne jedoch die zu verblendende Oberfläche zu beschleifen (Bezeichnung: "gelasert und unbeschliffen"). Hier sollte die durch das Laserschweißen beeinflusste Oberfläche möglichst unverändert mit Keramik verblendet werden.

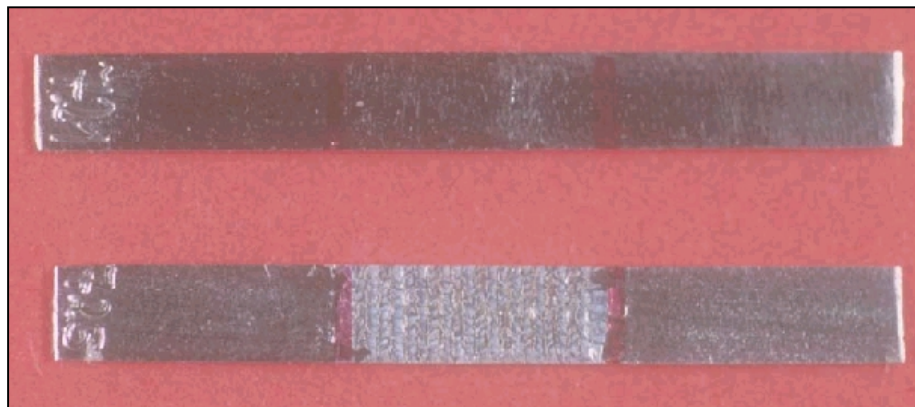


Abb. 4: Zwei gelaserte Probekörper der Legierung Herabond nach dem Einstellen der erforderlichen Maße mit einer Hartmetallfräse. Oben: gelasert und beschliffen, unten: gelasert und unbeschliffen. Die hier nicht abgebildeten ungelaserten Probekörper unterscheiden sich nach dem Beschleifen äußerlich nicht von den beschliffenen gelaserten.

Die Laserschweißungen wurden mit dem Heraeus Haas Laser 44 P der Firma Heraeus Kulzer, Hanau, unter Umspülung der Probekörper mit Argon-Schutzgas durchgeführt (Abb. 5). Die dabei verwendeten Laserparameter wurden in einem Vorversuch von der Firma Heraeus Kulzer ermittelt (Tab. 3). Dabei erwies es sich als vorteilhaft, die Parameter für jede Legierung so einzustellen, daß die Eindringtiefe ca. ein Drittel der Probekörperstärke beträgt. Nach jeder Schweißnaht, die quer zur Probekörperlängsachse gelegt wurde, erfolgte eine Gegenschweißung auf der Rückseite der Probekörper, um den durch das Laserschweißen hervorgerufenen Verzug auszugleichen. Die einzelnen Laserschweißpunkte wurden mit einer zwei-drittel-Überlappung gesetzt, um eine gleichmäßige Eindringtiefe von etwa einem Drittel der Probekörperstärke zu erreichen.



Abb. 5: Laserschweißgerät Heraeus Haas Laser 44 P der Firma Heraeus Kulzer, Hanau.



Tab. 3: Laserschweißparameter

Legierung	Laserparameter		
	Fokus (mm)	Pulsdauer (ms)	Leistung (kW)
Mainbond A	1,2	4	1,3
Hera KF	1,2	4	1,2
Alba KF	1,2	4	1,2
Bio Herador N	1,2	4	1,2
Herador H	1,2	4	1
Heraloy G	1,2	4	1
Herabond	1,2	4	0,9
Albabond	1,2	4	0,9

### 3.3.2 Aufbrennen der Keramik

Vor der Verblendung wurden die Metallquader aller Probekörpergruppen mit Strahlkorund der Größe 125 µm abgestrahlt. Der Abstrahl Druck betrug gemäß den Herstellerangaben bei den Legierungen Mainbond A und Bio Herador N 3 bar, bei Hera KF, Alba KF, Herabond und Albabond 4 bar und bei Herador H und Heraloy G 4,5 bar. Die Reinigung der Metalloberfläche erfolgte mit einem dentalen Wasserdampfstrahlgerät. Darauf folgte der Oxidbrand.

Die Probekörper der ersten drei Legierungssorten wurden mit einer zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung noch nicht auf dem Markt erhältlichen Keramik gemäß den Herstellerangaben verblendet (hier als "Testkeramik" bezeichnet), die weiteren fünf Legierungen wurden mit der Keramik VITA Omega 900 der Firma Vita, Bad Säckingen, ebenfalls nach Herstellerangaben verblendet.

An Keramikmassen wurde bei der Testkeramik eine Opakermasse, eine Opakerdentinmasse und eine Dentinmasse aufgebrannt. Bei der Keramik Omega 900 wurde vor dem Opaker noch ein Wash-Opaker aufgebrannt, was weitgehend dem dafür üblichen Vorgehen entspricht (Abb. 6).

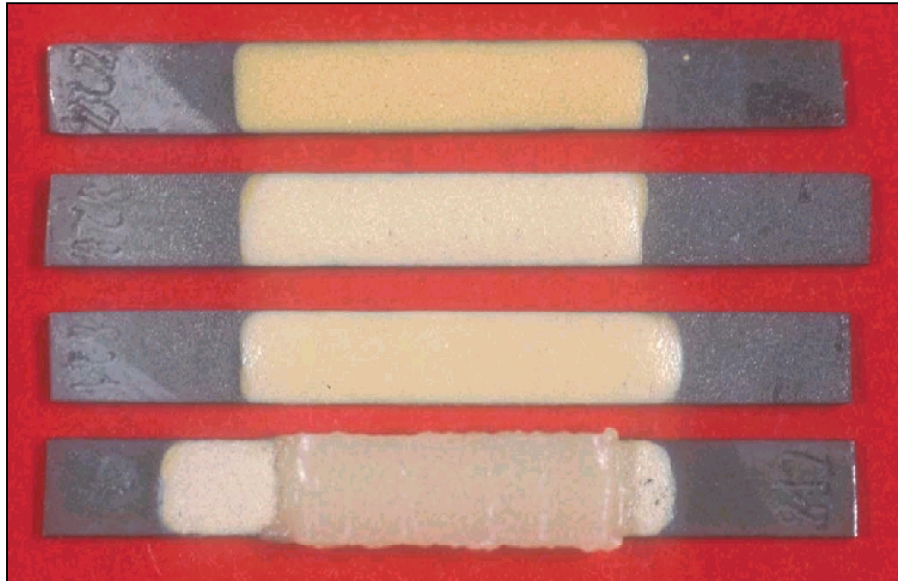


Abb. 6: Schichtung der Keramik Omega 900. Von oben nach unten: Wash-Opaker, Opaker, Opakdentin, Dentin.

Zum Auftragen der Dentinmasse wurde eine vorgefertigte Hilfsform benutzt, um auch diese Masse wie alle anderen mit dem Lecron durch Riffeln verdichten zu können (Abb. 7).

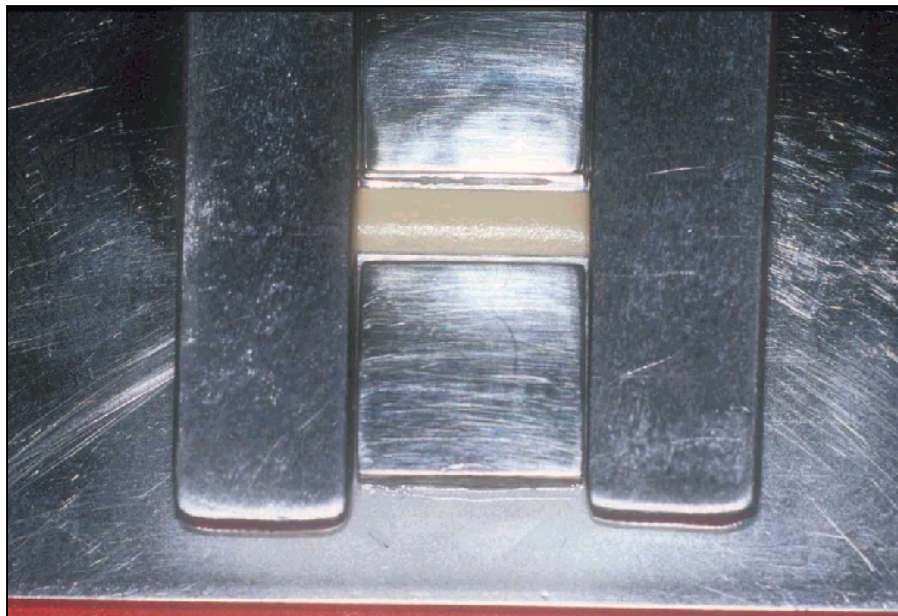


Abb. 7: Hilfsform zum Auftragen der Dentinmasse mit eingespanntem Prüfkörper.

Nach dem Aufbrennen der Dentinmasse wurde die Keramik mit einem diamantbeschichteten Schleifkörper der Firma Brassler-Komet, Lemgo, auf die in der DIN 13927 geforderten Maße geschliffen. Der anschließende Glanzbrand beendete die Probekörperherstellung.

Die Brennvorgänge wurden im Keramikofen Vita Vacumat 300 der Firma Vita, Bad Säckingen, durchgeführt. Die Temperaturen und Bedingungen der einzelnen Brennvorgänge sind für jede Legierung in den Tabellen in der Anlage aufgelistet.

### 3.3.3. Lagerung in Korrosionslösung

Die drei Probekörpergruppen einer Legierung zu 12 Stück wurden jeweils in zwei Gruppen zu 6 Stück aufgeteilt, von denen eine ohne Korrosion bezüglich der Keramikhaftfestigkeit geprüft wurde. Die andere Gruppe wurde nach dem Keramikbrand im Forschungslabor der Firma Heraeus Kulzer, Hanau, für eine Woche in 0,1 mol/l Milchsäure-Kochsalz-Lösung bei 37°C eingelegt und erst danach getestet. Mit dieser Meßreihe soll die Korrosionsanfälligkeit des Metall-Keramik-Verbundes geprüft werden, vor allem im Hinblick auf Unterschiede zwischen den gelaserten und den ungelaserten Probekörpergruppen. Die Zusammensetzung der Korrosionslösung sowie die Lagerungsbedingungen sind der DIN 13927 zur Untersuchung der Korrosionsbeständigkeit von Dentallegierungen entnommen (DIN 13927, 1990).

Somit entstanden von jeder Legierung sechs unterschiedliche Prüfgruppen, die jeweils sechs Probekörper gleicher Herstellungsart umfassen (Tab. 4).

Tab. 4: Bearbeitung der Probekörper

ohne Korrosion			mit Korrosion		
ungelasert	gelasert und geschliffen	gelasert und ungeschliffen	ungelasert	gelasert und geschliffen	gelasert und ungeschliffen

### 3.4 Versuchsdurchführung

Alle Versuche wurden im Forschungslabor der Firma Heraeus Kulzer, Hanau, durchgeführt.

#### 3.4.1 Hauptversuche

Die Ermittlung der Haftfestigkeitswerte erfolgte mit der Biege-Scherprüfung, die in der DIN 13 927 festgelegt ist.

Dabei wurde jeder Probekörper in der Universalprüfmaschine 1465 der Firma Zwick, Ulm, mit der Keramikbeschichtung nach unten auf zwei liegenden Zylindern platziert (Auflageweite 20 mm) und anschließend auf der Gegenseite von einem Biegestempel mit dem Radius von 1 mm mittig belastet (Abb. 8).

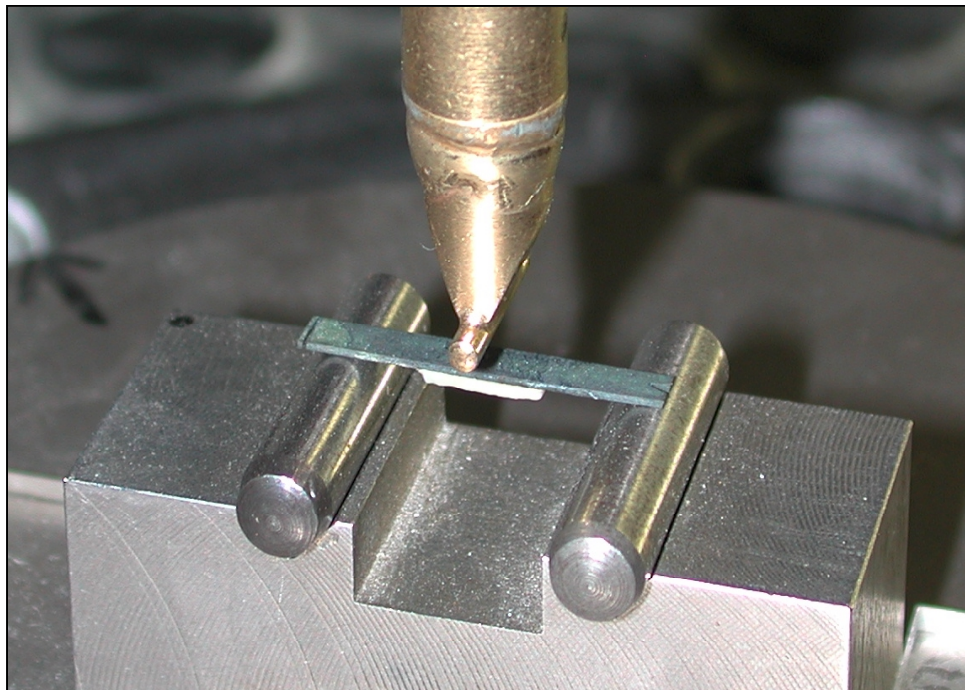


Abb. 8: Versuchsanordnung der Biege-Scherprüfung in der Universalprüfmaschine 1465 der Firma Zwick, Ulm.

Die Vorschubgeschwindigkeit des Stempels betrug 1 mm/min.

Die dabei steigende Spannung (N) wurde in Abhängigkeit von der Durchbiegung aufgezeichnet (Abb. 9, Seite 32).

### 3 - Punkt - Biegeversuch

**Biegeversuch nach DIN 13 927(Entwurf):**

Datum: 08.10.1998

Prüfer : Wegener  
Material : Bio Herador N  
Verblendmasse: Vita Omega 900

Stützweite : 20 mm  
Kraftaufnehmer : 200 N  
Prüfgeschwindigkeit : 1 mm/min

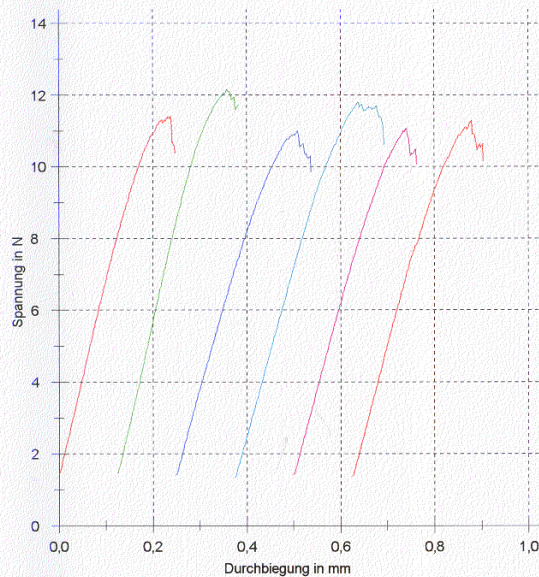
Bemerkungen: gelasert + unbeschiffen  
Korrosion : ohne Korrosion

Sonstiges :

**Ergebnisse:**

Nr	Dicke mm	F max N	f bB mm	$\sigma$ -xy N/mm <sup>2</sup>	F max korrr. N	Koeff 1/mm <sup>2</sup>	W <sub>Bruch</sub> Nm	W <sub>Rm</sub> Nm
1	0,52	11,41	0,24	52,14	11,41	4,57	0,00	0,00
2	0,53	12,15	0,23	53,46	12,15	4,40	0,00	0,00
3	0,52	11,00	0,26	50,27	11,00	4,57	0,00	0,00
4	0,51	11,80	0,26	55,93	11,80	4,74	0,00	0,00
5	0,5	11,07	0,24	54,46	11,07	4,92	0,00	0,00
6	0,49	11,29	0,25	53,45	10,44	5,12	0,00	0,00

**Seriengrafik:**



**Statistik:**

n = 6	f bB mm	$\sigma$ -xy N/mm <sup>2</sup>
x	0,25	53,29
s	0,01	1,94
v	4,76	3,64

Abb. 9: Beispiel eines Prüfprotokolls der Biege-Scherprüfung

Ein Spannungsabfall von > 0,2 N zeigte das Versagen des Metall-Keramik-Verbundes an. Sobald dieser auftrat, beendete die Prüfmaschine das Versuchsprogramm und die bis dahin erreichte Spannung diente als Wert für die Errechnung der Scher-Verbundfestigkeit.

Zu dieser Errechnung wird der Wert der maximal erreichten Spannung mit dem Koeffizienten "k" multipliziert, in welchem der Elastizitätsmodul der jeweiligen Legierung und die auf 0,01 mm genaue Dicke des Metallquaders berücksichtigt sind.

Aus dem Mittelwert der Scher-Verbundfestigkeiten der 6 Probekörper einer Prüfgruppe ergibt sich die mittlere Keramikhaftfestigkeit der Gruppe.

### 3.4.2 Zusatzuntersuchungen

Mikroskopische Untersuchung der Längsschliffe:

Nach der Biege-Scherprüfung wurden Längsschliffe einiger Probekörper hergestellt und unter einem Auflichtmikroskop der Firma Zeiss, Jena, bei verschiedenen Vergrößerungsstufen betrachtet. Ziel dieser Untersuchung war es, mögliche Unterschiede zwischen den Metall-Keramik-Verbundzonen der gelaserten und ungelaserten Probekörpergruppen, wie zum Beispiel veränderte Metall- oder Keramikgefüge, aufzufinden.

Für diese Untersuchung wurde aus jeder Legierungssorte ein Probekörper mit mittleren Haftfestigkeitswerten aus der Gruppe "gelasert und unbeschiffen, mit Korrosion" entnommen. Nach Einbettung in den Kunststoff Technovit der Firma Heraeus Kulzer erfolgte die Herstellung von Längsschliffen mit einem Poliergerät der Firma Struers, Willich. Die angeschliffene und polierte Fläche wurde anschließend mit Goldätzmittel angeätzt.

Von der Legierung Hera KF wurde zusätzlich noch je ein Probekörper aus der Gruppe "ungelasert, mit Korrosion" und einer aus der Gruppe "gelasert und beschliffen, mit Korrosion" diesem Verfahren unterzogen.

Härtemessungen an den Längsschliffen:

Um den Einfluß des Laserschweißens auf die Legierungshärte zu beurteilen, wurden an den in Kunststoff eingebetteten Probekörpern jeweils drei Härtemessungen durchgeführt. Diese erfolgten in einer VICKERS-Prüfeinheit der Firma Zwick (Ulm) mit einer Diamantpyramide, die das Metall für ca. 10 Sekunden mit einem Gewicht von einem Kilogramm mit ihrer Spitze belastete. Anhand der

Durchschnittslängen der beiden Diagonalen durch den rautenförmigen Eindruck der Pyramide wurden in einer Tabelle die zugehörigen VICKERS-Härten abgelesen (HV1).

Die Lage der drei Meßpunkte wurde jeweils unter einem Mikroskop festgelegt. Diese waren dabei wie folgt auf den längsgeschliffenen Metallquadern verteilt (Abb. 10, siehe auch Abb. 16, Seite 45):

- im durch das Laserschweißen maximal beeinflussten Probenbereich, unter der Keramik, und so nah wie möglich an der Grenzschicht zur Keramik (Abb. 10, Punkt a)
- im Bereich unter der Keramik, im vom Laserschweißen kaum beeinflussten Zentrum des Metallquaders (Abb. 10, Punkt b)
- im vom Laserschweißen unbeeinflussten Bereich am Probenrand (Abb. 10, Punkt c)

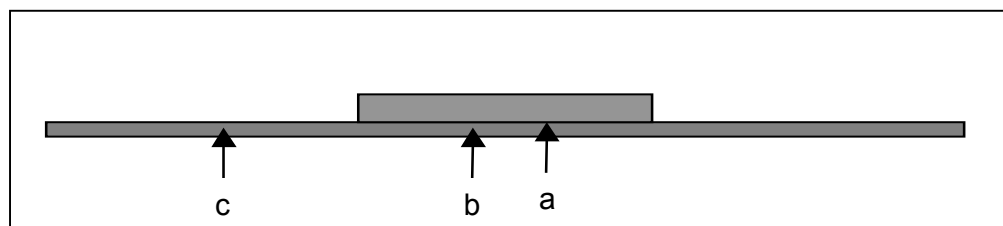


Abb. 10: Schema eines Probekörperlängsschliffes mit den drei Meßpunkten für die Bestimmung der VICKERS-Härte.

Makroskopische Untersuchung der Bruchoberflächen:

Nach der Durchführung des Biege-Scherversuches wurde die Metalloberfläche bezüglich noch anhaftender Keramikreste beurteilt. Bei Probekörpern, denen trotz Rissen in der Keramik oder der Verbundzone noch der gesamte Keramikquader anhaftete, wurde dieser durch geringes manuelles Durchbiegen des Metallquaders abgelöst. Die anschließende vergleichende Betrachtung der Metalloberflächen erfolgte ohne optische Hilfsmittel. Bewertet wurden nur die Oberflächenbereiche, in denen die Keramik durch den Biegeversuch schon gelöst war. Diese Untersuchung sollte Aufschluß über die Art des Versagens des

Metall-Keramik-Systemen geben, also ob der Dreipunkt-Biegeversuch tatsächlich den Verbundbereich beansprucht hat, oder nur die Festigkeit der Keramik überschritten wurde.

Biegeversuch ohne Keramik:

Von jeder Legierung wurden gelaserte und ungelaserte Metallquader der Biege-Scherprüfung unterzogen, ohne vorher Keramik aufzubrennen. Die Herstellung der Metallquader erfolgte dabei wie oben beschrieben.

Hiermit sollte der Einfluß des Laserschweißens auf die Biegefestigkeit der Legierungen überprüft werden, die sich wiederum auf die Keramikhaftfestigkeit im Dreipunkt-Biegeversuch auswirkt.

### 3.5 Statistische Auswertung

Um die statistische Signifikanz der Haftfestigkeitsunterschiede zwischen den diversen Prüfgruppen zu untersuchen, wurde der non-parametrische Mann-Whitney-U-Test verwendet, wobei eine Irrtumswahrscheinlichkeit von 0.05 als Signifikanzniveau gewählt wurde.

Der U-Test ist ein Rangsummentest für den Vergleich zweier unabhängiger Stichproben bei nicht normalverteilten Grundgesamtheiten.

Voraussetzung ist lediglich, daß diese Grundgesamtheiten eine ähnliche bis gleiche Verteilungsform aufweisen.

Bei den hier vorliegenden gleichen Anzahlen von Stichprobenwerten aus beiden Grundgesamtheiten ist der U-Test robust gegenüber Streuungsunterschieden (SACHS, 1993).

Zur Berechnung der Prüfgröße U werden die ermittelten Keramikhaftfestigkeiten zweier zu vergleichender Testgruppen der Größe nach gemeinsam aufsteigend angeordnet und mit Rangzahlen durchnummeriert. Zu jeder Rangzahl wird vermerkt, aus welcher Gruppe der zugehörige Wert stammt. Die Summen der Rangnummern, die sogenannten Rangsummen R1 und R2 beider Gruppen werden in folgende Formeln eingesetzt:



$$U1 = mn + m(m+1)/2 - R1$$

$$U2 = mn + n(n+1)/2 - R2$$

Da die Anzahl der Stichproben n bzw. m pro Versuchsgruppe jeweils 6 beträgt, lauten die Formeln wie folgt:

$$U1 = 57 - R1$$

$$U2 = 57 - R2$$

Die gesuchte Prüfgröße ist die kleinere der beiden Größen U1 und U2.

Die Keramikhaftfestigkeiten zweier verglichener Prüfgruppen unterscheiden sich dann statistisch signifikant voneinander, wenn der berechnete U-Wert kleiner oder gleich dem kritischen U-Wert ist, der einer Tabelle entnommen wird, in der die vorausgesetzte Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  0,05 für den zweiseitigen Test berücksichtigt ist (SACHS, 1993).

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der Biege-Scherprüfung

Die bei der Biege-Scherprüfung ermittelten Keramikhaftfestigkeiten der Probekörpergruppen stellen sich wie folgt dar:

Tab. 5: Mittelwerte  $\bar{x}$  der Keramikhaftfestigkeiten (N/mm<sup>2</sup>) und deren Standardabweichungen s, Versuchsanzahl n ist jeweils 6

		ohne Korrosion			mit Korrosion		
		ungel.	gel. + beschl.	gel. + unbeschl	ungel.	gel. + beschl.	gel. + unbeschl
Mainbond A	$\bar{x}$	54,10	50,28	51,91	44,40	49,00	47,89
	s	3,38	5,14	4,24	6,91	7,19	2,73
Hera KF	$\bar{x}$	40,18	36,22	39,98	33,20	31,38	41,07
	s	10,57	4,15	5,77	3,55	3,66	3,66
Alba KF	$\bar{x}$	37,57	41,27	38,56	25,07	30,77	28,85
	s	2,21	3,49	2,62	1,38	3,71	2,21
Bio Herador N	$\bar{x}$	52,80	56,67	53,29	31,47	32,97	33,76
	s	3,74	5,69	1,94	3,66	2,37	1,97
Herador H	$\bar{x}$	56,00	67,87	61,27	58,11	64,83	61,52
	s	1,30	4,39	8,07	3,64	4,29	6,71
Heraloy G	$\bar{x}$	56,15	56,17	55,42	36,96	33,61	36,03
	s	2,63	1,68	3,23	4,23	2,27	2,74
Herabond	$\bar{x}$	48,29	47,21	46,44	46,77	50,97	47,53
	s	4,74	3,45	0,83	1,84	2,51	2,33
Albabond	$\bar{x}$	47,66	47,21	48,68	47,90	43,37	51,00
	s	5,72	4,59	1,44	1,17	4,57	1,99

Die Keramikhaftfestigkeiten der einzelnen Probekörper sind im Anhang auf den Seiten 76 und 77 aufgeführt.

Tab. 6: Vergleich der Keramikhaftfestigkeiten (N/mm<sup>2</sup>) ohne Korrosionsversuche. \* = statistisch signifikanter Unterschied mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  von 0,05%.

	gelasert + beschliffen		ungelasert		gelasert + unbeschliffen
Mainbond A	50,28	-	54,1	-	51,91
Hera KF	36,22	-	40,18	-	39,98
Alba KF	41,27	*	37,57	-	38,56
Bio Herador N	56,67	-	52,80	-	53,29
Herador H	67,87	*	56,00	-	61,27
Heraloy G	56,17	-	56,15	-	55,42
Herabond	47,21	-	48,29	-	46,44
Albabond	47,21	-	47,66	-	48,68
	gelasert + beschliffen				gelasert + unbeschliffen
Mainbond A	50,28	-			51,91
Hera KF	36,22	-			39,98
Alba KF	41,27	-			38,56
Bio Herador N	56,67	-			53,29
Herador H	67,87	-			61,27
Heraloy G	56,17	-			55,42
Herabond	47,21	-			46,44
Albabond	47,21	-			48,68

Tab. 7: Vergleich der Keramikhaftfestigkeiten (N/mm<sup>2</sup>) nach Korrosionsversuchen. \* = statistisch signifikanter Unterschied mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  von 0,05%.

	gelasert + beschliffen		ungelasert		gelasert + unbeschliffen
Mainbond A	49,00	-	44,40	-	47,89
Hera KF	31,38	-	33,20	*	41,07
Alba KF	30,77	*	25,07	*	28,85
Bio Herador N	32,97	-	31,47	-	33,76
Herador H	64,83	*	58,11	-	61,52
Heraloy G	33,61	-	36,96	-	36,03
Herabond	50,97	*	46,77	-	47,53
Albabond	43,37	*	47,90	*	51,00
	gelasert + beschliffen				gelasert + unbeschliffen
Mainbond A	49,00	-			47,89
Hera KF	31,38	-	*		41,07
Alba KF	30,77	-			28,85
Bio Herador N	32,97	-			33,76
Herador H	64,83	-			61,52
Heraloy G	33,61	-			36,03
Herabond	50,97	-	*		47,53
Albabond	43,37	-	*		51,00

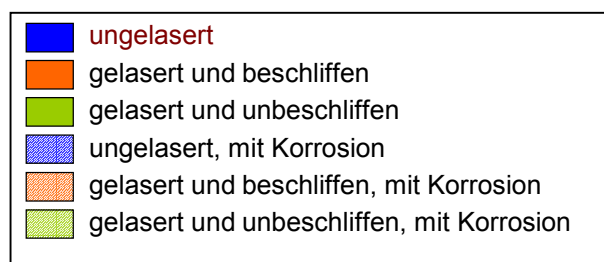
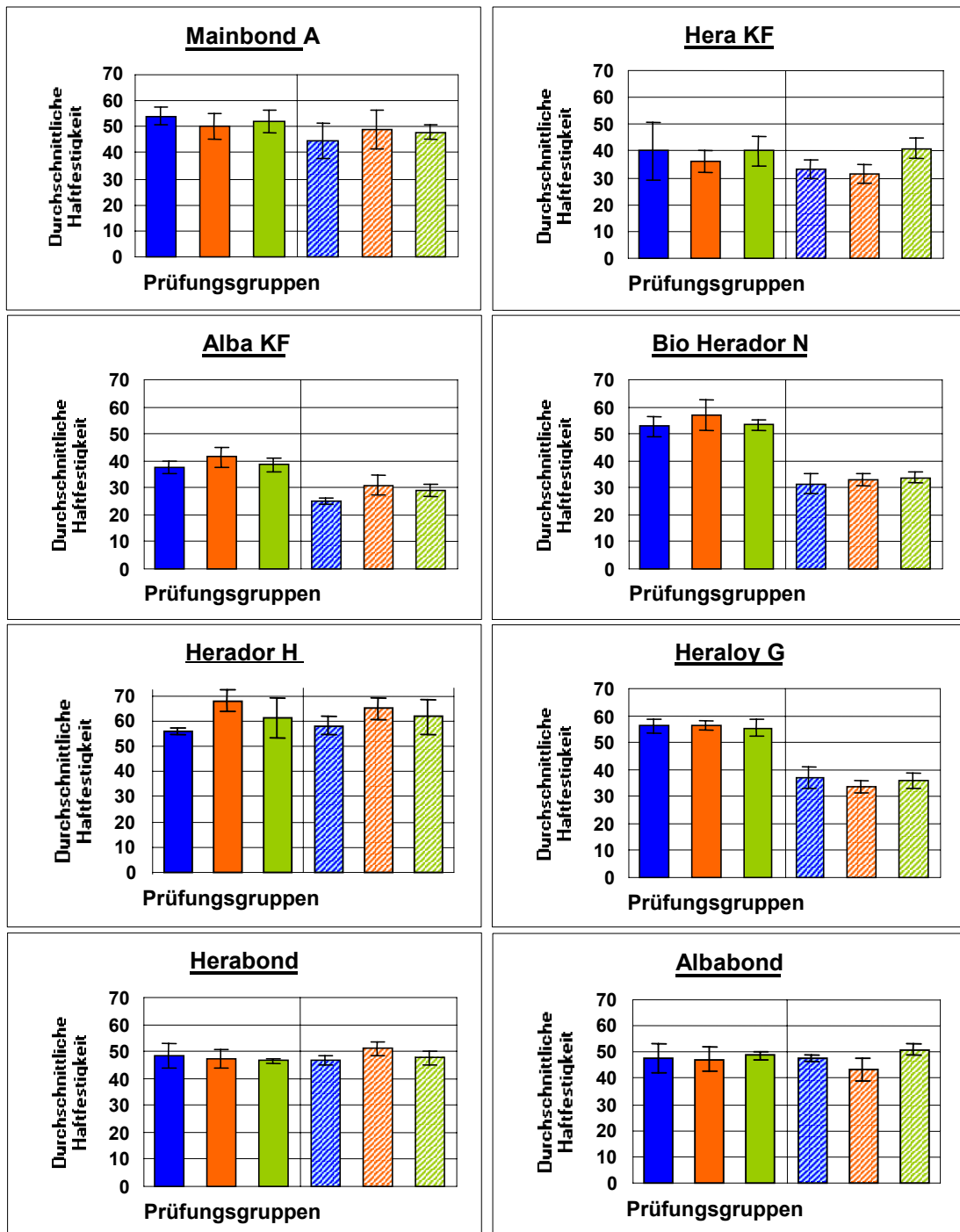


Abb. 11: Grafische Darstellung der Mittelwerte der Keramikhaftfestigkeiten und deren Standardabweichungen. Die Probekörperanzahl je Prüfungsgruppe ist 6.

Bis auf die Prüfungsgruppe "ungelasert, mit Korrosion" der Legierung Alba KF erfüllen alle übrigen 47 Gruppen die Anforderung der DIN 13927, nach der mindestens 4 von 6 Probekörpern eine Scher-Verbundfestigkeit von 25 N/mm<sup>2</sup> aufweisen müssen.

In der oben genannten Gruppe unterschreiten 3 von 6 Probekörpern diesen Mindestwert, wobei aber berücksichtigt werden muß, daß bei der Versuchsdurchführung gemäß der DIN 13927 zur Prüfung der Scher-Verbundfestigkeit keine Lagerung in Korrosionslösung vorgesehen ist. Die 24 nicht in Milchsäure-Kochsalzlösung gelagerten Prüfkörpergruppen erfüllen alle die Forderung der DIN-Norm.

Beim Vergleich der Haftfestigkeiten der drei unterschiedlichen Prüfbedingungen "ungelasert", "gelasert und beschliffen" und "gelasert und unbeschliffen" erhält man mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  von 0,05 bei 12 von insgesamt 48 Vergleichen statistisch signifikante Unterschiede.

Vergleicht man die beiden Arten gelaseter Probekörpergruppen jeweils mit den ungelaserten Vergleichsgruppen, so unterschieden sich von diesen 32 Vergleichspaarungen nur 9 statistisch signifikant.

Das Laserschweißen hat demnach in den meisten Fällen keinen Einfluß auf die Keramikhaftfestigkeit.

In den Prüfkörpergruppen ohne Korrosionstest weisen bei den Legierungen Alba KF und Herador H die "gelasert und beschliffenen" Probekörper mit statistischer Signifikanz höhere Keramikhaftfestigkeiten auf als die "ungelaserten".

Bei den Prüfkörpern, die eine Woche in Korrosionslösung gelagert wurden, liegen die statistisch signifikanten Haftfestigkeitsunterschiede bei folgenden 10 Vergleichspaarungen:

Hera KF: Die Haftfestigkeiten der "gelasert und unbeschliffenen" Probekörper übersteigen sowohl die der "gelasert und beschliffenen" als auch die der "ungelaserten".

Alba KF: Die Haftfestigkeiten beider gelaseter Prüfgruppen übersteigen die der "ungelaserten" Gruppe.

Herador H: Die Werte der "gelasert und beschliffenen" Gruppe sind höher als die der "ungelaserten".

Herabond: Die "gelasert und beschliffenen" Prüfkörper haben höhere Haftfestigkeiten als die "ungelaserten" und als die "gelasert und unbeschliffenen".

Albabond: Die "gelasert und unbeschliffene" Prüfgruppe hat höhere Haftfestigkeiten als die "gelasert und beschliffene" und als die "ungelaserte", dabei liegen die Werte der "ungelaserten" Gruppe noch über der Gruppe der "gelasert und beschliffenen".

Von den insgesamt zwölf statistisch signifikanten Haftfestigkeitsunterschieden sind demnach acht derart, daß die Verbundwerte einer gelaserten Gruppe die der unglaserten Gruppe übersteigen. Bei drei weiteren unterscheiden sich die Haftfestigkeiten der "gelasert und beschliffenen" und der "gelasert und unbeschliffenen" Prüfkörpergruppen statistisch signifikant voneinander. Nur bei einem Vergleich zweier Versuchsgruppen sind die Keramikhaftfestigkeiten der unglaserten Versuchsgruppe höher als die einer gelaserten Gruppe.

Hierbei handelt es sich um die Versuchsserie "mit Korrosion" der Legierung Albabond.

Wenn das Laserschweißen eine Veränderung der Keramikhaftfestigkeit bewirkt, handelt es sich also fast ausschließlich um eine Steigerung.

Beim Vergleich der korrodierten mit den nicht korrodierten Versuchsgruppen weisen die in Korrosionslösung gelagerten Gruppen niedrigere Werte auf, sofern statistisch signifikante Ergebnisse vorliegen (bis auf eine Ausnahme bei der Legierung Albabond, s.u.). Die Korrosion schwächte also in diesen Fällen den Verbund zwischen Metall und Keramik. Hierbei handelt es sich um folgende Vergleichspaarungen:

- Mainbond A, Gruppe "ungelasert"
- Alba KF, alle drei Gruppen
- Bio Herador N, alle drei Gruppen
- Heraloy G, alle drei Gruppen

Bei der Legierung Albabond liegen in der Gruppe "gelasert und unbeschliffen" nach Korrosionseinfluß höhere Haftfestigkeiten vor als bei der gleichen Gruppe ohne Korrosionseinfluß.

## 4.2 Ergebnisse der Zusatzuntersuchungen

### 4.2.1 Mikroskopische Untersuchung der Längsschliffe

Die Längsschliffe dienen zur Beurteilung des Metallgefüges, der Keramikstruktur und der Verbundzone zwischen Metall und Keramik.

#### a) Metallgefüge:

Bei allen Schliffbildern der lasergeschweißten Proben ist die Lasereinflußzone an einem in dieser Region feinkörnigen Metallgefüge zu erkennen. Im mittleren Drittel der Metallquader liegt noch das grobkörnigere ursprüngliche Legierungsgefüge vor (Abb. 12).

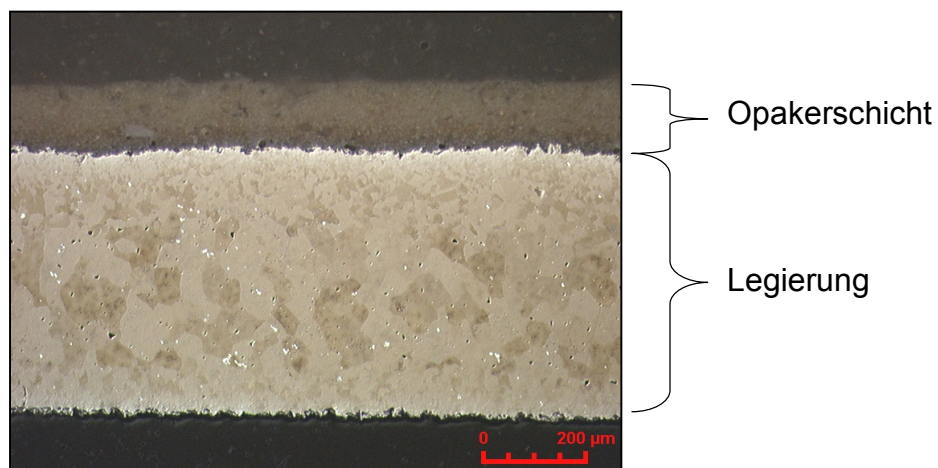


Abb. 12: Längsschliff eines mit der Keramik Omega 900 verblendeten Probekörpers der Legierung Herador H, gelasert und unbeschiffen, nach Korrosion, 100- fache Vergrößerung.

Bei allen acht untersuchten Legierungssorten ist das Vorkommen von Lunkern im Bereich der vom Laserschweißen beeinflussten Zone deutlich reduziert, während die nicht vom Laser beeinflussten Probenbereiche, also die Probekörperenden und die weiter innen liegenden Metallzonen im mittleren Probendrittel, häufiger Porositäten aufweisen.

b) Keramikstruktur:

In der Untersuchung wurden zwei verschiedene Keramiksarten verwendet. Die "Testkeramik", bei der es sich um eine niedrigschmelzende Keramik handelt, weist in allen vorliegenden Schliffbildern eine große Anzahl von Porositäten auf. Vor allem in der Opakerschicht haben diese Porositäten häufig Durchmesser bis zu 50  $\mu\text{m}$  (Abb. 13).

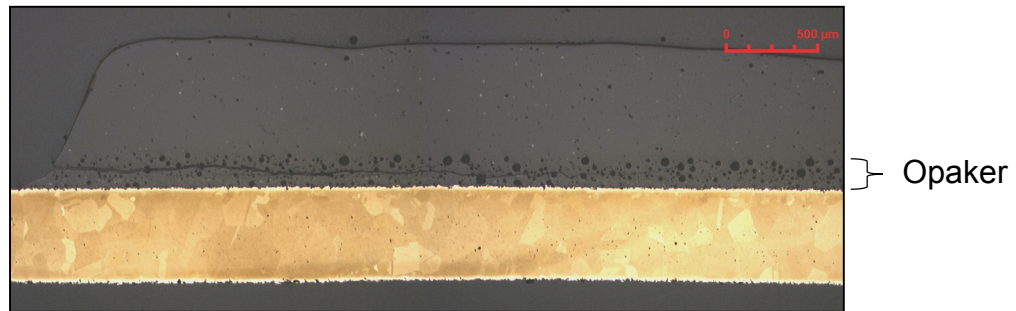


Abb. 13: Längsschliff eines mit Testkeramik verblendeten Probekörpers der Legierung Hera KF, gelasert und beschliffen, nach Korrosion, 50-fache Vergrößerung. Auf der linken Bildseite verläuft ein horizontaler Riß durch die Opakerschicht.

Bei Betrachtung der Längsschliffe aus den Prüfgruppen "ungelasert" und "gelasert und beschliffen" der Legierung Hera KF, deren Haftfestigkeiten statistisch signifikant unter denen der "gelasert und unbeschliffenen" Gruppe liegen, verläuft jeweils in einer Länge von ca. 3 mm ein horizontaler Riß durch die Opakerschicht der Keramik. Diese Risse verbinden die gehäuft auftretenden Porositäten (Abb. 13).

Bei dem Längsschliff der "gelasert und unbeschliffenen" Gruppe der Legierung Hera KF fällt auf, daß sich die Porositäten überwiegend auf den Opakerbereich nahe der Verbundzone erstrecken (s. Abb. 14, Seite 44), während sie sich bei den Probekörpern der übrigen zwei Prüfgruppen auf die gesamte Opakerschicht verteilen (Abb. 13). Diese unterschiedliche Verteilung der Porositäten ist möglicherweise eine Ursache für die differierenden Haftfestigkeiten der Gruppen.



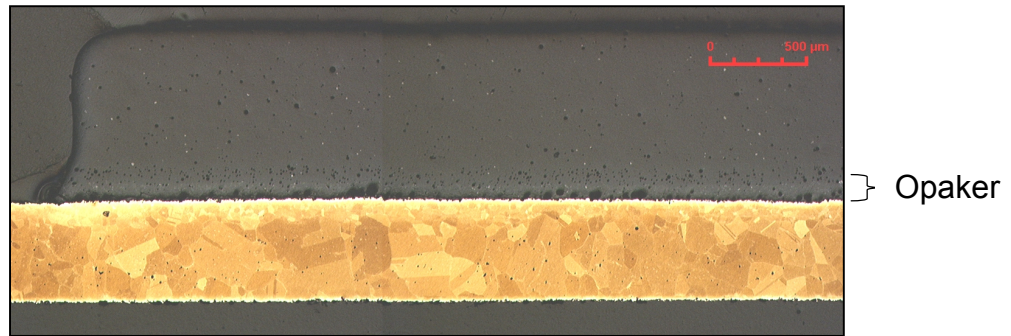


Abb. 14: Längsschliff eines mit Testkeramik verblendeten Probekörpers der Legierung Hera KF, gelasert und unbeschiffen, nach Korrosion, 50- fache Vergrößerung.

In der Keramik Omega 900 ist der Anteil an Porositäten dagegen weitaus geringer. Bei 100- facher Vergrößerung sind diese in der Dentinmasse nur selten aufzufinden, und auch in den Opakerschichten sind sie weniger häufig und von geringerem Durchmesser (bis zu 25 µm) als in der einschichtig aufgebrannten Opakerzone der Testkeramik (Abb. 15).

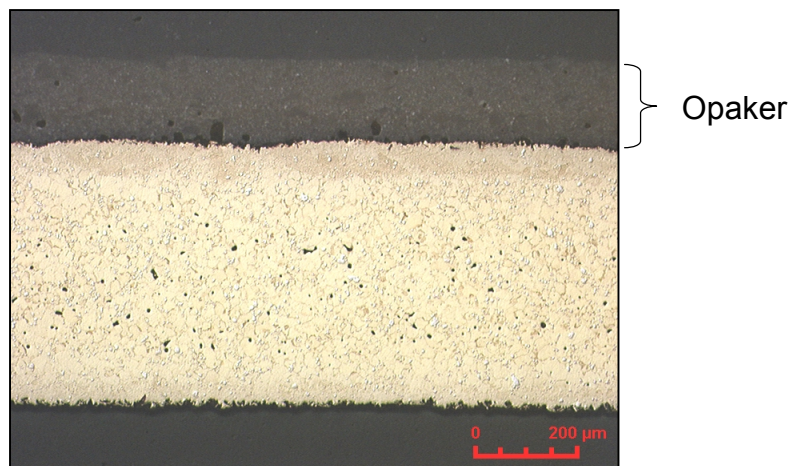


Abb. 15: Längsschliff eines mit der Keramik Omega 900 verblendeten Probekörpers der Legierung Bio Herador N, gelasert und unbeschiffen, nach Korrosion, 100- fache Vergrößerung.

Bei 100- facher Vergrößerung sind bei der Keramik Omega 900 kaum Unterschiede zwischen den Keramikmassen auf den diversen Legierungen zu erkennen.

d) Verbundzone zwischen Keramik und Metall:

An den Enden der Keramikquader fallen unterschiedliche Arten von Defekten des Verbundsystems Metall-Keramik auf. Einerseits waren die bereits erwähnten Risse in der Opakerschicht zweier Probekörper der Legierung Hera KF zu beobachten. Bei der Mehrheit der Probekörper trat das Verbundversagen jedoch dadurch ein, daß sich die Keramik an einem Ende vom Metall gelöst hat, ohne daß es zu erkennbaren Rissen in der Keramik kam (Abb. 16 und 17).

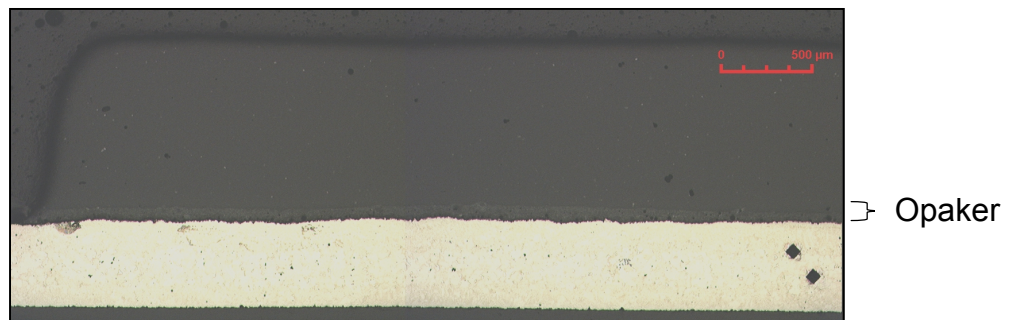


Abb. 16: Längsschliff eines mit der Keramik Omega 900 verblendeten Probekörpers der Legierung Heraloy G, gelasert und unbeschiffen, nach Korrosion, 50- fache Vergrößerung. Die Keramik ist auf der linken Bildseite vom Metall abgelöst. Rechts sind im Metall zwei Eindrücke der VICKERS-Härteprüfung zu erkennen.

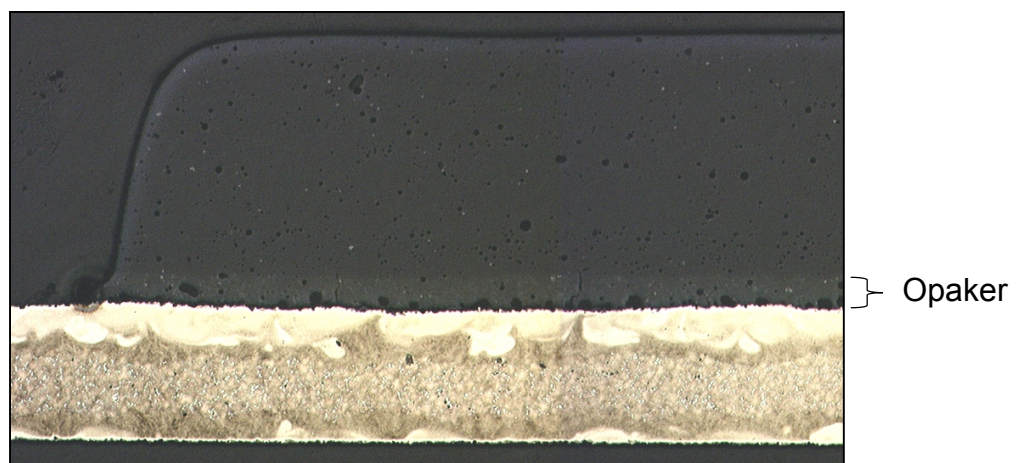


Abb. 17: Längsschliff eines mit Testkeramik verblendeten Probekörpers der Legierung Alba KF, gelasert und unbeschiffen, nach Korrosion, 80- fache Vergrößerung. Links ist die Keramik vom Metall abgelöst.

#### 4.2.2 Härtemessungen an den Längsschliffen

Tab. 8: Härtemessungen an den Längsschliffen

Legierung:	Bearbeitung:	Meßort:	HV1:
Mainbond A	gel.+unbeschl.	a	195
		b	193
		c	195
Hera KF	ungel.	b	212
		c	221
	gel.+beschl.	a	239
		a	239
		c	237
	gel.+unbeschl.	a	214
b		215	
c		229	
Alba KF	gel.+unbeschl.	a	195
		b	195
		c	195
Bio Herador N	gel.+unbeschl.	a	175
		b	168
		c	176
Herador H	gel.+unbeschl.	a	201
		b	203
		c	201
Heraloy G	gel.+unbeschl.	a	260
		b	251
		c	251
Herabond	gel.+unbeschl.	a	217
		b	208
		c	213
Albabond	gel.+unbeschl.	a	293
		b	286
		c	279

Meßorte der Tabelle 8 (siehe Abb. 10, Seite 34 und z.T. in der Abb. 16, S.45):

- a) im durch das Laserschweißen maximal beeinflussten Probenbereich, unter der Keramik, und so nah wie möglich an der Grenzschicht zur Keramik
- b) im Bereich unter der Keramik, im Zentrum des Metallquaders
- c) im vom Lasern unbeeinflussten Bereich am Probenrand

Die Vickers-Härten der gelaserten und ungelaserten Probenbereiche unterscheiden sich kaum voneinander.

#### 4.2.3 Makroskopische Untersuchung der Bruchoberflächen

Die Betrachtung der Bruchoberflächen dient vor allem zur Beantwortung der Frage, ob sich die sechs Prüfgruppen einer Legierung bezüglich freiliegender Metalloberflächen beziehungsweise noch anhaftender Keramikreste unterscheiden, und ob diese Beobachtungen mit unterschiedlichen Haftfestigkeitswerten korrelieren.

Mainbond A (hochgoldhaltig, Au, Ag, Pt): Es bestehen keine auffälligen Unterschiede zwischen den Oberflächen der drei verschiedenen Versuchsgruppen "ungelasert", "gelasert und beschliffen" und "gelasert und unbeschiffen". Auch beim Vergleich der nicht in Korrosionslösung gelagerten Gruppen mit den in Milchsäure-Kochsalzlösung gelagerten sind keine Unterschiede zu erkennen, obwohl sich die Haftfestigkeiten der beiden "ungelaserten" Gruppen bezüglich der Korrosion statistisch relevant unterscheiden.

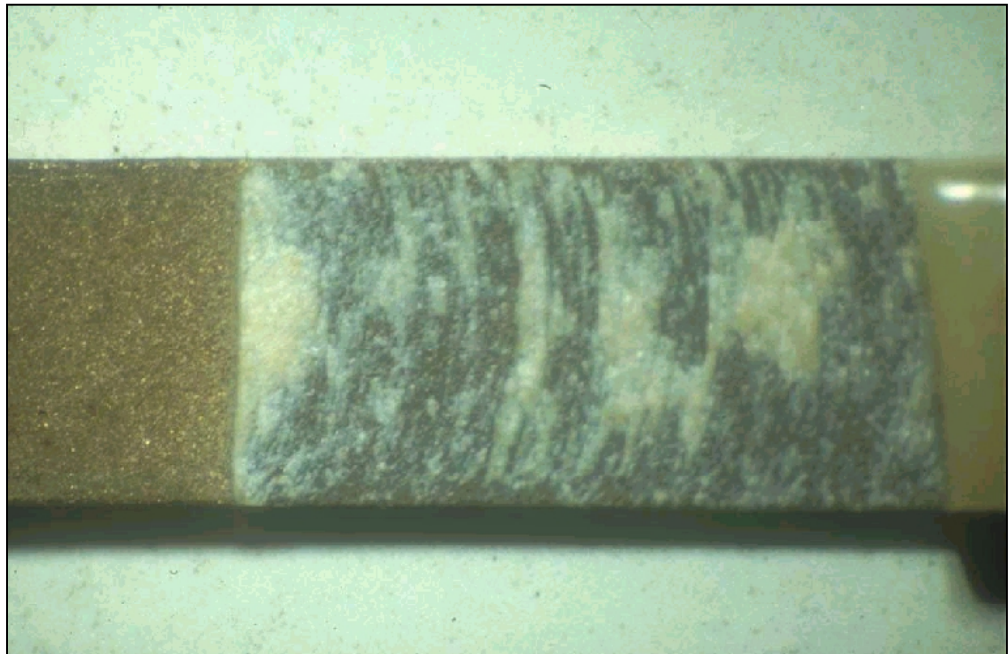


Abb. 18: Probekörper der Legierung Mainbond A aus der Serie mit Korrosion, Prüfgruppe "gelasert und beschliffen", nach der Biege-Scherprüfung und nach manuellem Entfernen der durch die Prüfung vom Metall gelösten Keramikanteile.

Insgesamt liegt die Metalloberfläche überwiegend frei, ist aber noch mit kleinen Opakerpartikeln besetzt (Abb. 18, Seite 47).

Bei wenigen Probekörpern, die in fast allen der sechs Gruppen anzutreffen sind, haftet zusätzlich noch eine dünne Dentinschicht auf einem Teil der Oberfläche. Bei diesen fallen die Haftfestigkeiten am geringsten aus.

Die größten Haftfestigkeiten innerhalb der Gruppen treten bei Probekörpern auf, deren Keramik bis auf wenige kleine Opakerpartikel ganz abgelöst ist. Dies erklärt sich dadurch, daß bei diesen Probekörpern das Verbundsystem erst versagte, als die Haftfestigkeit an der Verbundstelle überschritten war. Bei den Probekörpern, deren Oberfläche noch mit einer dünnen Keramikschrift bedeckt ist, riß die Keramik, bevor der Metall-Keramik-Verbund versagen konnte.

Hera KF (goldreduziert, Au, Ag, Pd): In der Versuchsreihe ohne Korrosion sowie in der mit Korrosion weisen die "ungelaserten" Probekörper überwiegend eine restliche Opaker- und eine dünne Dentinschicht auf (Abb. 19).

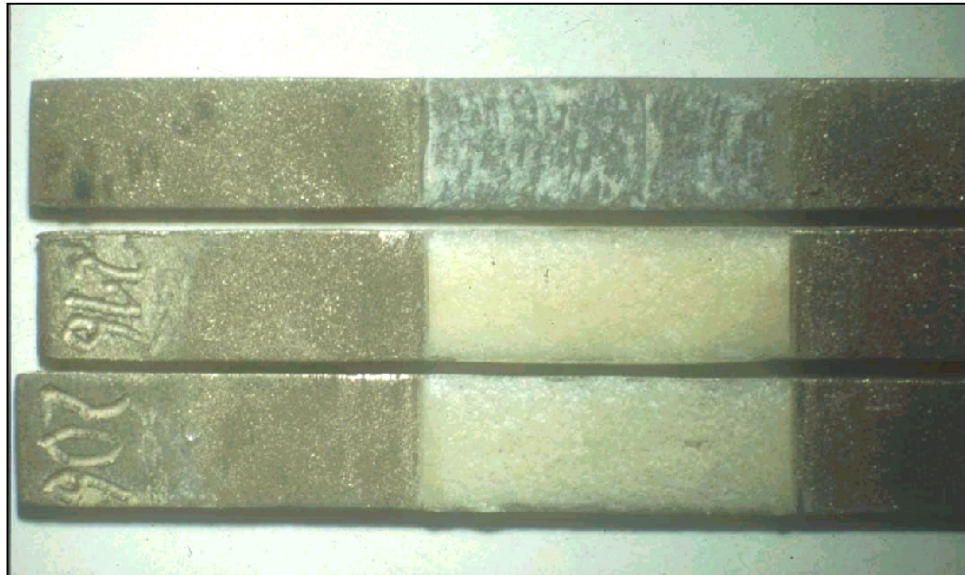


Abb. 19: Probekörper der Legierung Hera KF, mit Korrosion, nach der Biege-Scherprüfung und manuellem Entfernen der vom Metall gelösten Keramikanteile. Sie entstammen den Prüfgruppen "gelasert und unbeschliffen" (oben), "gelasert und beschliffen" (Mitte) und "ungelasert" (unten).

Dies ist bei den "gelasert und beschliffenen" Probekörpern ähnlich, lediglich die verbliebene Dentinschicht ist etwas dicker. Bei den "gelasert + unbeschliffenen" liegt das Metall dagegen überwiegend frei (s. Abb. 19, Seite 48).

Auch bei dieser Legierung läßt sich die Tendenz höherer Haftfestigkeiten feststellen, wenn die Metalloberfläche überwiegend freiliegt.

Alba KF (Silber-Palladiumlegierung): Die Versuchsgruppen "ungelasert", "gelasert und beschliffen" und "gelasert und unbeschliffen" unterscheiden sich weder in der Versuchsreihe mit Korrosion, noch in der ohne Korrosion bezüglich ihrer Oberflächenstruktur. Bei allen sechs Prüfgruppen liegt das Metall nach Ablösen der Keramik bis auf feine Opakerpartikel frei.

Die Oberflächen der in Korrosionslösung gelagerten Probekörper unterscheiden sich deutlich von denen ohne Korrosion dadurch, daß an der Aufbrennzone der Probekörper ein ca. 1 mm breiter Randbereich besteht, auf dem das Metall völlig frei liegt, also auch keine Opakerpartikel aufweist. Diese Beobachtung der durch die Korrosion beeinflussten Verbundzone korreliert mit den deutlich niedrigeren Haftfestigkeitswerten der Proben unter Korrosionseinfluß gegenüber jenen ohne Korrosionseinfluß.

Bio Herador N (hochgoldhaltig, Au, Pt): Auch hier unterscheiden sich innerhalb der Versuchsreihen mit und ohne Korrosion die jeweils drei unterschiedlichen Prüfgruppen nicht in ihrer Oberflächenstruktur. Die Bruchoberflächen zeichnen sich insgesamt durch überwiegend freiliegendes Metall aus, auf dem sich vereinzelt Inseln von Opaker- und Dentinresten befinden (s. Abb. 20, Seite 50).

Die Serie mit Korrosionseinfluß weist einen ca. 0,8 mm breiten freiliegenden Metallrand auf, bei dem die Keramik durch Korrosion abgelöst wurde, was ebenfalls mit den niedrigeren Haftfestigkeitswerten der Probekörper übereinstimmt (s. Abb. 21, Seite 50).

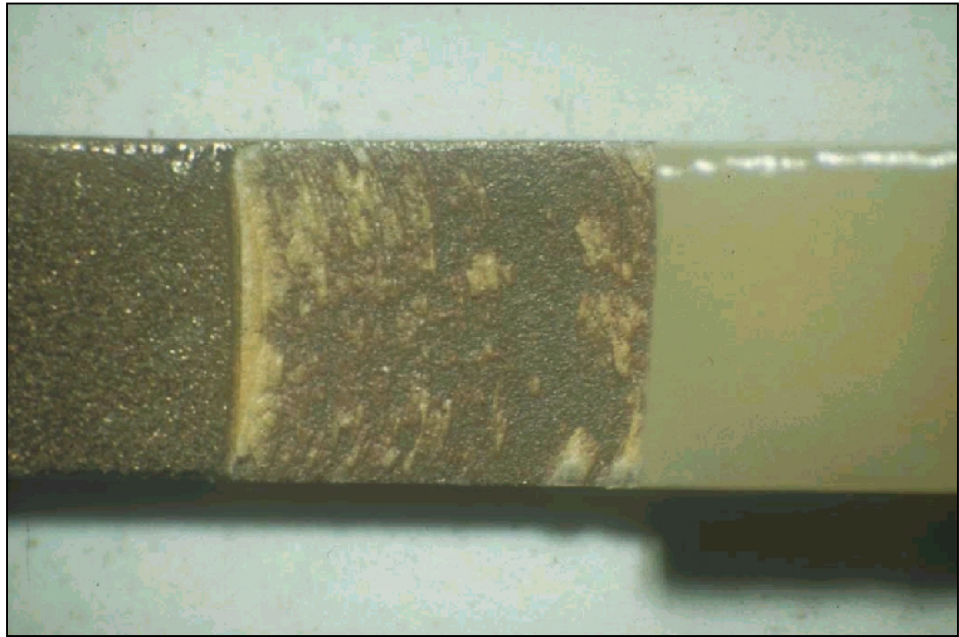


Abb. 20: Probekörper der Legierung Bio Herador N ohne Korrosion, "gelasert und beschliffen", nach der Biege-Scherprüfung und nach manuellem Ablösen der durch die Prüfung vom Metall gelösten Keramikanteile.



Abb. 21: Probekörper der Legierung Bio Herador N mit Korrosion, "gelasert und beschliffen", nach der Biege-Scherprüfung und nach manuellem Ablösen der durch die Prüfung vom Metall gelösten Keramikanteile. Die korrosionsbedingte Randzone ist deutlich zu erkennen.

Herador H (hochgoldhaltig, Au, Pt, Pd): Es bestehen weder unterschiedliche Oberflächenstrukturen zwischen den je drei Prüfgruppen "ungelasert", "gelasert und beschliffen" und "gelasert und unbeschliffen", noch zwischen denen ohne und mit Korrosionseinfluß. Diese Beobachtungen der Bruchoberflächen decken sich zumindest bei der Betrachtung ohne optische Hilfsmittel nicht mit den unterschiedlichen Haftfestigkeiten einiger Prüfgruppen untereinander. Insgesamt ist der größere Teil der Aufbrennzone noch mit Opakerpartikeln und auch wenigen Dentinresten bedeckt, nur ein kleinerer Anteil der Metalloberfläche liegt vollständig frei.

Heraloy G (goldreduziert, Au, Pd): Wie bei den Legierungen Alba KF und Bio Herador N bestehen auch bei dieser Legierung keine Unterschiede der Oberflächenstruktur hinsichtlich der Laserbearbeitung, weder bei den Gruppen mit, noch bei denen ohne Korrosionseinfluß.

Jedoch unterscheiden sich auch bei dieser Legierung die in Korrosionslösung gelagerten Probekörper von denen ohne Korrosionseinfluß durch einen ca. 1 mm breiten Rand im Bereich der Aufbrennzone, bei dem das Metall fast vollständig freiliegt. Diese Beobachtung korreliert wieder mit den Haftfestigkeitsmessungen.

Insgesamt liegt das Metall überwiegend frei, ist aber noch gleichmäßig von kleinen Opakerinseln bedeckt.

Herabond (goldreduziert, Au, Pd, Ag): Bei dieser Legierung unterscheiden sich die Prüfgruppen nicht in ihrer Oberflächenstruktur, obwohl sich einige Gruppen bezüglich ihrer Haftfestigkeit signifikant unterscheiden.

Die Metalloberfläche liegt bei allen Prüfkörpern überwiegend frei. Kleine Opakerpartikel sind noch gleichmäßig verteilt vorhanden.

Albabond (Palladium-Basislegierung, Pd, Ag): Auch die Prüfgruppen dieser Legierung weisen keine auffälligen Unterschiede bezüglich ihrer Oberflächen auf, obwohl zum Teil statistisch signifikante Haftfestigkeitsunterschiede bestehen. Und auch hier liegt die Metalloberfläche bei allen Prüfkörpern bis auf kleine Opakerpartikel überwiegend frei.



#### 4.2.4 Biegeversuche ohne Keramik

Tab. 9: Biegeversuche an Metallquadern ohne Keramikverblendung

Legierung	ungelasert		gelasert + beschliffen	
	E-Mod. (N/mm <sup>2</sup> )	Rp 0,2 (N/mm <sup>2</sup> )	E-Mod. (N/mm <sup>2</sup> )	Rp 0,2 (N/mm <sup>2</sup> )
Mainbond A	89000	931	88000	916
Hera KF	96000	1020	87000	957
Alba KF	97000	589	95000	656
Bio Herador N	70000	340	78000	380
Herador H	90000	862	103000	980
Heraloy G	112000	951	114000	1053
Herabond	96000	658	104000	816
Albabond	108000	720	109000	812

Die Elastizitätsmoduln und die 0,2%-Dehngrenzen der ungelaserten und gelaserten Metallquader unterscheiden sich bei der Legierung Mainbond A nur geringfügig voneinander, bei der Legierung Alba KF ist die 0,2%-Dehngrenze des lasergeschweißten Metallquaders größer als die des ungelaserten, die Elastizitätsmoduln sind annähernd gleich.

Der E-Modul und die 0,2%-Dehngrenze des ungelaserten Quaders der Legierung Hera KF sind größer als bei dem gelaserten Quader.

Bei allen übrigen Legierungen sind die E-Moduln und die 0,2%-Dehngrenzen der gelaserten Proben größer als die der ungelaserten.

Das Laserschweißen bewirkt somit bei der Mehrheit der untersuchten Legierungen eine Vergrößerung der E-Moduln und der 0,2%-Dehngrenzen.

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Methodik

#### 5.1.1 Materialauswahl

Unter den fünf Dentallegierungen, die mit der Keramik Omega 900 der Firma Vita, Bad Säckingen, verblendet wurden, sind sowohl hochgoldhaltige und goldreduzierte Legierungen als auch eine Palladium-Basislegierung. In der Praxis werden überwiegend hochgoldhaltige Legierungen eingesetzt. Goldreduzierte Legierungen und Palladium-Basislegierungen werden vor allem aus Gründen der Kostenersparnis verarbeitet.

Palladium-Basislegierungen wurden seit der Richtlinienänderung des Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen von 1986 in großem Umfang bei Patienten eingesetzt (BUNDESANZEIGER, 1986).

Nach einer späteren Empfehlung des Bundesgesundheitsamtes sollen zumindest Palladium-Kupfer-Legierungen nicht mehr verwendet werden, wenn nicht der Nachweis der Korrosionsfestigkeit und Bioverträglichkeit vorliegt (BUNDESGESUNDHEITSAMT-INFORMATIONSSCHRIFT, 1993).

Einige Kassenzahnärztliche Vereinigungen geben an, daß annähernd 40% aller Zahnersatz-Versorgungen mit Nichtedelmetallegierungen ausgeführt werden (PISCHEL, 2001). In die vorliegende Untersuchung wurden jedoch keine NEM-Legierungen einbezogen, da sich dies aufgrund der diversen, aufbrennfähigen NEM-Legierungsarten zu umfangreich gestaltet hätte.

Mit der Keramik Omega 900 wurde eine relativ häufig verwendete Dentalkeramik ausgewählt.

Bei den drei Legierungen, die mit der Testkeramik verblendet wurden, handelt es sich um eine hochgoldhaltige- (Mainbond A), eine goldreduzierte- (Hera KF) und eine Silber-Palladium-Legierung (Alba KF). Auch Silber-Palladium-Legierungen sind kostengünstiger als die hochgoldhaltigen Legierungen. Sie werden jedoch heute aufgrund der geringen Korrosionsbeständigkeit weniger häufig verarbeitet. Dennoch wurde auch diese Legierungssorte in die Untersu-

chungen einbezogen, um Aussagen über die Korrosionsbeständigkeit ihres Metall-Keramik-Verbundes treffen zu können.

Aufgrund der niedrigen Schmelzintervalle dieser drei Legierungen ist deren Verblendung nur mit einer niedrig schmelzenden Keramik möglich. Die verwendete Testkeramik, bei der es sich um eine niedrig schmelzende Keramik handelt, konnte somit in dieser Untersuchung bezüglich ihrer Haftfestigkeit auf Dentallegierungen und deren Beeinflußbarkeit durch das Laserschweißen geprüft werden.

Die ausgewählten Legierungen repräsentieren damit Legierungsgruppen, die in der Metallkeramik häufig verwendet werden, so daß die Untersuchungsergebnisse auf viele edelmetallhaltige Dentallegierungen übertragbar sind, zumal die Produkte verschiedener Legierungshersteller in ihrer Zusammensetzung nur geringfügig differieren.

#### 5.1.2 Laserschweißen der Probekörper

Ziel dabei war es, die Probekörper durch den Laserstrahl in ähnlicher Weise zu beeinflussen, wie dieses auch beim Schweißen von zahntechnischen Werkstücken geschieht. Um mögliche Auswirkungen des Laserschweißens auf die Keramikhaftfestigkeit zu maximieren, wurde die gesamte Legierungsoberfläche im Bereich der Keramikaufbrennzone lasergeschweißt. Eine vollständige Durchschweißung der Probekörper führte in Vorversuchen zu stärkeren Deformationen, die auch durch Gegenschweißungen auf der Rückseite nur schwer ausgeglichen werden konnten. Als optimal erwies sich eine Schweißtiefe von ca. einem Drittel der Probekörperstärke. Der dabei immer noch auftretende leichte Verzug wurde ausgeglichen, indem nach jeder Schweißnaht eine Gegenschweißung auf der Rückseite der Probekörper erfolgte. Somit wurden zwei Drittel des Legierungsvolumens in dem Bereich, der später verblendet wurde, durch das Laserschweißen aufgeschmolzen.

Die einheitliche Schweißtiefe wurde erreicht, indem die verschiedenen Legierungen mit den auf sie abgestimmten Laserleistungen geschweißt wurden.

Deren Ermittlung erfolgte in Vorversuchen der Firma Heraeus Kulzer. Die Höhe der für eine bestimmte Schweißtiefe notwendigen Laserleistung hängt von der jeweiligen Legierungszusammensetzung ab, da diese die Absorption und Reflexion des Laserstrahles bestimmt. Die Laserparameter Fokus und Pulsdauer waren bei allen Legierungen gleich (s. Tab. 3, Seite 28).

Ein wichtiger Aspekt, der bei der Beurteilung der Keramikhaftfestigkeit an gefügtem Zahnersatz eine Rolle spielt, ist die Paßgenauigkeit der Fügeverbindung. Unzureichende Passungen führen zu Spannungen, die in Verbindung mit den funktionellen Belastungen des Zahnersatzes zu einem vorzeitigen Versagen des Metall-Keramik-Verbundes führen können.

Die Paßgenauigkeit von Zahnersatz, der durch Laserschweißen zusammengefügt wurde, bleibt in dieser Untersuchung aufgrund der Eigenschaften des Biege-Scherversuches unberücksichtigt. Daher sind die erhaltenen Ergebnisse nur unter der Voraussetzung auf klinische Fälle übertragbar, daß beim Laserschweißen eine ausreichende Paßgenauigkeit erreicht wird.

### 5.1.3 Einteilung der Probekörpergruppen

Der Einteilung der Probekörper in drei Versuchsgruppen liegt die Überlegung zugrunde, neben dem Vergleich lasergeschweißter und nicht lasergeschweißter Probekörper gleichzeitig die Ursachen für auftretende Unterschiede der Keramikhaftfestigkeiten herauszustellen. Daher wurde neben der "ungelaserten" Kontrollgruppe und der "lasergeschweißten und beschliffenen" Gruppe eine weitere Gruppe lasergeschweißter Probekörper hergestellt, deren Oberflächen vor dem Verblenden jedoch nicht mit der Hartmetallfräse beschliffen wurden. Somit kann der direkte Einfluß der gelaserten Oberfläche auf die Haftfestigkeit bestimmt werden.

Diese Untersuchung scheint gerade vor dem Hintergrund sinnvoll, daß bei Impulslaserschweißungen von Edelmetallegierungen aufgrund deren komplexer Zusammensetzung die Gefahr des selektiven Verdampfens einzelner Legierungsbestandteile mit niedriger Verdampfungsenthalpie gegeben ist (VAN BENTHEM, PREDEL und VAHL, 1978; VAN BENTHEM, 1990).

Da hierzu auch Legierungsbestandteile wie Zink zählen, die als Oxidbildner in den edelmetallhaltigen Aufbrennlegierungen enthalten sind, kann mit einer Veränderung der Keramikhaftfestigkeit gerechnet werden.

Allerdings dürfte die mit diesem Vorgehen veränderte makroskopische Oberflächenstruktur ebenfalls einen Einfluß auf die Keramikhaftfestigkeit haben.

Die einwöchige Lagerung der Hälfte der Probekörper in 0,1 mol/l Milchsäure-Kochsalz-Lösung bei 37°C diente dem Ziel, die Untersuchung unter Bedingungen durchzuführen, die dem klinischen Einsatz am Patienten möglichst nahekommen und die Verbundzone einer zusätzlichen Belastung aussetzen. Die Zusammensetzung der Korrosionslösung und die Lagerungsbedingungen entstammen der DIN 13927 zur Untersuchung der Korrosionsbeständigkeit von Dentallegierungen (DIN 13927, 1990). Das angewandte Elektrolyt stellt eine Ionenkonzentration dar, welche die Korrosionsprozesse ähnlich wie im Speichel beeinflusst (GEIS-GERSTORFER, 1985; WEBER, 1985b; BENTHEM und VAHL, 1988; BUCH und STRIETZEL, 1996; PÄßLER und HOTTINGER, 1997).

#### 5.1.4 Biege-Scherprüfung

Um den Einfluß des Laserstrahlschweißens auf die Haftfestigkeit zwischen Dentallegierung und Verblendkeramik zu bestimmen, wurde die Biege-Scherprüfung gemäß der DIN 13927 Abs. 6.4.2 gewählt. Ihr liegt der Dreipunkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH zugrunde (DIN 13927, 1991).

Der Hauptvorteil dieser Verbundprüfung ist, daß sie sich für die Untersuchung der Verbundfestigkeit von Keramik mit sämtlichen Dentallegierungen eignet, da an der kritischen Stelle immer ein ähnlicher Beanspruchungszustand vorliegt. Auch weist diese Prüfmethode einen einfachen Versuchsaufbau und eine relativ einfache Herstellung der Probekörper auf (KAPPERT et al., 1985; SCHWARZ, LENZ und SCHWICKERATH, 1988; WU et al., 1991). Sie liefert konstante, wiederholbare Ergebnisse (SCHAFFER, 1982) und ist in der zahntechnischen Werkstoffprüfung allgemein anerkannt.

Ein weiterer Vorteil ist, daß die unterschiedlichen Elastizitätsmoduln der Legierungen mit dieser Prüfung berücksichtigt werden, und so mit der Scherverbundfestigkeit die reine Keramikhaftfestigkeit bestimmt wird.

In der vorliegenden Untersuchung fand die Berechnung der Haftfestigkeit immer unter der Annahme konstant bleibender Elastizitätsmoduln der Legierungen statt. Möglicherweise hat aber das Laserstrahlschweißen die Elastizitätsmoduln beeinflußt, worauf die in der Zusatzuntersuchung ermittelten Werte hinweisen. Zur Klärung dieses Sachverhalts sind noch weiterführende Untersuchungen nötig.

LORENZANA et al. (1990) fanden heraus, daß die Keramikhaftfestigkeit im Dreipunkt-Biegeversuch eng mit der "relativen Oberflächenrauigkeit" an der durch den Versuch freigelegten Oberfläche der Probekörper korreliert. Die Bestimmung dieser relativen Oberflächenrauigkeit kann demnach möglicherweise mehr über die Keramikhaftfestigkeit bei Legierungen aussagen, deren Elastizitätsmodul nicht bekannt ist.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit dem non-parametrischen MANN-WHITNEY-U-Test mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  von 0,05 beim zweiseitigen Test.

Dieser Test ist verteilungsunabhängig, das heißt, es muß keine Normalverteilung der Grundgesamtheiten vorliegen. Voraussetzung ist lediglich, daß diese eine ähnliche bis gleiche Verteilungsform aufweisen. Bei gleichen Anzahlen von Stichprobenwerten aus beiden Grundgesamtheiten ist der U-Test robust gegenüber Streuungsunterschieden (SACHS, 1993).

Das gewählte Verfahren ist daher gut geeignet, die Versuchsergebnisse auf statistische Signifikanz zu überprüfen.

### 5.1.5 Zusatzuntersuchungen

Die Zusatzuntersuchungen in Form von makro- und mikroskopischen Untersuchungen, Härtemessungen und Biegeversuchen ohne aufgebrannte Keramik dienen dazu, die Ursachen für aufgetretene Haftfestigkeitsunterschiede zwischen den Prüfgruppen zu ermitteln.

In diesem Zusammenhang ist anzumerken, daß diese Untersuchungen, bis auf die Oberflächenbetrachtung der zuvor im Biegeversuch geprüften Probekörper, nur an jeweils einem Probekörper je Legierung durchgeführt wurden. Die dabei ermittelten Ergebnisse werden deshalb mit Zurückhaltung bewertet.

Die mikroskopische Untersuchung der Längsschliffe der bereits getesteten Probekörper gibt Auskunft über den Einfluß des Laserschweißens auf das Legierungsgefüge, auf die Verbundzone zwischen Legierung und Keramik und auf die Keramikstruktur. Die Schliffe wurden bei sieben der acht Legierungen nur an Probekörpern der Gruppen "gelasert und unbeschiffen, mit Korrosion" durchgeführt. Um Unterschiede zwischen Längsschliffen von gelaserten und ungelaserten Prüfkörpern festzustellen, wurde von der Legierung Hera KF aus jeder der drei Untersuchungsgruppen der Serie "mit Korrosion" ein Probekörper zur Herstellung von Längsschliffen entnommen.

Bei der Auswertung der Längsschliffe muß berücksichtigt werden, daß nur eine Beurteilung des Probekörpers in der jeweiligen Schliffebene möglich ist.

Die Härtemessungen an den Längsschliffen und die Biegeversuche ohne aufgebrannte Keramik sollen die Frage klären, inwiefern das Laserschweißen die Materialeigenschaften der Legierung beeinflußt. Vor allem ein veränderter Elastizitätsmodul einer Legierung würde das Ergebnis bei der Berechnung der Keramikhaftfestigkeit verfälschen, wenn diese Berechnung unter der Annahme des Elastizitätsmoduls der Ausgangslegierung erfolgt.

Die Betrachtung der Bruchoberflächen soll Hinweise über die Art des Versagens des Verbundsystems geben. Darüber hinaus soll hiermit untersucht werden, ob Übereinstimmungen der Bruchoberflächenbeschaffenheit mit den im Biege-Scherversuch ermittelten Haftfestigkeiten bestehen.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Einfluß des Laserschweißens auf die Haftfestigkeit

#### a) Ohne Lagerung in Korrosionslösung

Bei den nicht in Korrosionslösung gelagerten Prüfgruppen fällt auf, daß sich bei nur zwei von insgesamt 24 Vergleichspaarungen statistisch signifikante Unterschiede zwischen "ungelaserten", "gelasert und beschliffenen" und "gelasert und unbeschliffenen" Gruppen ergeben. Bei den Legierungen Alba KF und Herador H bewirkt das Laserschweißen und das anschließende Glätten der Oberfläche mit der Hartmetallfräse eine Steigerung der Verbundfestigkeit des Metall-Keramik-Systems.

Das direkte Verblenden der Metalloberfläche nach dem Laserschweißen, ohne diese vorher mit der Hartmetallfräse zu bearbeiten, hat dagegen keine Haftfestigkeitssteigerung zur Folge. Ein durch Beschleifen entstandenes Oberflächenrelief der gelaserten Probekörper scheint somit bessere Retentionen für den Verbund zu liefern, als ein durch den Laserstrahl entstandenes.

#### b) Nach Lagerung in Korrosionslösung

Nach der Lagerung in Korrosionslösung sind Haftfestigkeitsunterschiede zwischen den drei Arten von Versuchsgruppen weitaus häufiger festzustellen:

Die Probekörper der Legierung Herador H zeigen ähnliche Ergebnisse wie die aus der Serie ohne Korrosionseinfluß. Bei der Legierung Alba KF ändert sich der Sachverhalt jedoch insofern, als daß hierbei auch die Gruppe "gelasert und unbeschliffen" höhere Keramikhaftfestigkeiten liefert, als die ungelaserte Gruppe. Dieses Ergebnis ist auf unterschiedlich korrosionsanfällige Keramikhaftfestigkeiten der Prüfgruppen zurückzuführen, die sich stärker auswirken, als die Retentionen durch das Beschleifen. Die Keramikhaftfestigkeit der ungelaserten Prüfgruppe fällt durch die Korrosionslagerung stärker ab als die der beiden gelaserten Gruppen.

Wie die Längsschliffe der in Korrosionslösung gelagerten Probekörper der Legierung Hera KF belegen, sind die niedrigeren Haftfestigkeiten der "ungelaser-



ten" und der "gelasert und beschliffenen" Prüfgruppen auf die gehäuften Porositäten in der Opakerschicht der Keramik zurückzuführen. Die Risse in der Opakerschicht sind ein Zeichen dafür, daß die Festigkeit der Keramik geringer war als die Verbundfestigkeit (Abb. 13, Seite 43).

Zwar weist der Längsschliff des Probekörpers der Gruppe "Hera KF, gelasert und unbeschliffen" ebenfalls Porositäten in der Opakerschicht auf (Abb. 14, Seite 44). Deren Konzentration auf den Bereich nahe dem Metall hat jedoch anscheinend dazu geführt, daß dieses Verbundsystem höhere Haftfestigkeiten liefert. Die Oberflächenbehandlung der zu verblendenden Legierung hat hier möglicherweise Einfluß auf die Beschaffenheit der anschließend aufgebrannten Keramik, und damit auch auf die Festigkeit des Verbundsystems.

Dies geht auch aus der Bruchoberflächenbetrachtung der Legierung Hera KF hervor, bei der jene Probekörper die höheren Haftfestigkeiten aufweisen, deren Metall fast völlig freiliegt. Bei ihnen versagte das Verbundsystem erst, als die Haftfestigkeit an der Verbundstelle überschritten war. Bei den zum Großteil noch von Keramik bedeckten Metallquadern riß die Keramik, bevor der Metall-Keramik-Verbund versagen konnte (Abb.19, Seite 48).

Nach SCHWICKERATH (1982) ist das Abplatzen der Keramik ein Zeichen dafür, daß die Festigkeit der Keramik überschritten wurde. Ist zusätzlich Metall freigelegt, haben die an der Verbundstelle auftretenden Spannungen die Verbundfestigkeit überschritten.

Die Tatsache, daß bei der Legierung Hera KF in der Serie ohne Korrosionseinfluß keine statistisch signifikanten Haftfestigkeitsunterschiede auftreten, deutet auch hier wieder auf die unterschiedliche Korrosionsanfälligkeit der Prüfgruppen hin. Lasergeschweißte und nicht beschliffene Oberflächen liefern bei dieser Legierung einen korrosionsbeständigeren Metall-Keramik-Verbund.

Zwei weitere bezüglich der Haftfestigkeit signifikant differierende Prüfkörpergruppen sind der Legierung Herabond zuzuordnen. Die Gruppe "gelasert und beschliffen" weist höhere Haftfestigkeiten als die "ungelaserte" und die "gelasert und unbeschliffene" Gruppe auf. Beim Vergleich mit den Gruppen aus der Serie

ohne Korrosion wird ersichtlich, daß durch die Lagerung in Korrosionslösung kaum Einbußen der Haftfestigkeiten erfolgt sind. Die beiden gelaserten Gruppen weisen sogar nach Lagerung in Korrosionslösung etwas höhere Werte auf als die Gruppen der Serie ohne Korrosion, die Unterschiede sind allerdings nicht statistisch signifikant. Für dieses eher widersprüchlich erscheinende Ergebnis kann keine befriedigende Erklärung gegeben werden.

Ähnliche Verhältnisse liegen bei der Legierung Alabond vor. Die drei statistisch signifikanten Haftfestigkeitsunterschiede bestehen zwischen allen drei in Korrosionslösung gelagerten Probekörpergruppen. Gegenüber der "gelasert und beschliffenen" Gruppe ohne Korrosionseinfluß hat die gleiche Prüfgruppe mit Korrosionseinfluß etwas geringere Haftfestigkeitswerte. Jedoch liefert die Gruppe "gelasert und unbeschiffen" nach Korrosionslagerung mit statistischer Signifikanz höhere Werte als die gleiche Gruppe ohne Korrosionseinfluß. Auch für dieses Ergebnis kann keine befriedigende Erklärung gegeben werden.

### 5.2.2 Einfluß der Korrosionslagerung auf die Haftfestigkeit

Vergleicht man die nicht korrodierten mit den korrodierten Versuchsgruppen, so fällt eine erhöhte Korrosionsanfälligkeit der Haftfestigkeiten einiger Legierungen auf. Bei den Legierungen Alba KF, Bio Herador N und Heraloy G sind bei allen drei Prüfkörpergruppen nach Lagerung in Korrosionslösung statistisch signifikant niedrigere Haftfestigkeiten aufzufinden als bei den nicht in Korrosionslösung gelagerten Gruppen. Dieses Ergebnis spiegelt sich auch in der Oberflächenqualität der Metallquader nach Ablösen der Keramik wieder. Alle in Korrosionslösung gelagerten Probekörper dieser drei Legierungen weisen im Gebiet der Keramikaufbrennzone einen Randbereich auf, in dem das Metall völlig freiliegt, während im Zentrum der Aufbrennzone noch Opaker- und Dentinmassenreste anhaften (Abb. 21, Seite 50). Dieser Randbereich stellt eine Zerstörung des Verbundes zwischen Metall und Keramik durch die Penetration des Korrosionsmediums in die Verbundzone dar.

Die Metalloberfläche erscheint hier heller als die freiliegende Metalloberfläche im von der Korrosionslösung unbeeinflussten Zentrum der Verbundzone. Dies

spricht für eine Auflösung der Haftoxidschicht durch die Lagerung in Korrosionslösung.

Die Untersuchung der Bruchoberflächen ist hier in hervorragender Weise geeignet, die geringere Keramikhaftfestigkeit der in Korrosionslösung gelagerten Probekörper sichtbar zu machen.

Um nachzuweisen, welche Strukturen des Metall-Keramik-Verbundsystems durch den Korrosionseinfluß aufgelöst wurden, sind elektronenmikroskopische Untersuchungen sowie Methoden der Elementanalyse an den freiliegenden Verbundflächen nötig.

Es liegt der Schluß nahe, daß die Legierungszusammensetzung die Korrosionsbeständigkeit des Metallkeramikverbundes bestimmt.

Die Tatsache, daß die drei hier erwähnten Legierungen unterschiedlichen Legierungsarten, nämlich einer Silber-Palladium-, einer hochgoldhaltigen- und einer goldreduzierten Legierung entstammen, schließt einfache Aussagen über die Korrosionsbeständigkeit des Metallkeramikverbundes aufgrund der Legierungsart aus.

Vielmehr dürften vor allem die als Haftoxidbildner in geringen Mengen zugesetzten nichtedlen Legierungsbestandteile die Korrosionsstabilität des Verbundes beeinflussen. SCHWICKERATH und MOSLEH (1985) belegten die Rolle einzelner Legierungsbestandteile für die Korrosionsanfälligkeit der Verbundfestigkeit.

Aus der Übersicht der Legierungsbestandteile (Tab. 1, Seite 22) ergibt sich jedoch kein Anhaltspunkt für ein bestimmtes Element als Ursache für eine erhöhte Korrosion an der Verbundfläche.

### 5.2.3 Ergebnisse der Zusatzuntersuchungen

#### a) Mikroskopische Untersuchung der Längsschliffe

Bei allen verwendeten Legierungen ist die Anzahl der Lunker und Porositäten im lasergeschweißten Probenbereich stark reduziert. Eine Steigerung der Keramikhaftfestigkeit durch das Laserschweißen ist jedoch nur bei einigen Versuchsgruppen eingetreten. Es ist möglich, daß in diesen Fällen die Reduktion

von Lunkern eine Ursache für die höheren Haftfestigkeitswerte der gelaserten Proben darstellt.

Das gehäufte Vorkommen von Porositäten in der Testkeramik im Gegensatz zur Keramik Omega 900 ist möglicherweise auf die unterschiedlichen Verfahren beim Aufbrennen der Opakermassen zurückzuführen. Während dies bei der Testkeramik gemäß Herstellerangaben mit einer Opakermasse und nur einem Brennvorgang erfolgte, so wurden bei der Keramik Omega 900 ebenfalls gemäß Herstellerangaben erst eine Wash-Opaker- und anschließend eine Opakermasse aufgebrannt.

Die anscheinend geringere Qualität der Testkeramik hat im Vergleich mit der Keramik Omega 900 nur bei den Legierungen Hera KF und Alba KF zu geringeren Keramikhaftfestigkeiten geführt. Obwohl die Testkeramik bei den Probekörpern der Legierung Mainbond A ebenfalls Porositäten aufweist, sind die Keramikhaftfestigkeiten dieser Materialkombination ähnlich hoch wie die Haftfestigkeiten der mit Omega 900 verblendeten Probekörper.

#### b) Härtemessungen

Die von VAN BENTHEM (1990) für edelmetallhaltige Dentallegierungen angegebenen Reduzierungen der VICKERS-Härte auf 63 bis 95% des Ausgangsmaterials konnten nicht festgestellt werden.

Das Aufbrennen der Keramik hat möglicherweise durch die längeren Abkühlphasen ein Kristallwachstum des zuvor durch das Laserschweißen feinkörnig gewordenen Legierungsgefüges bewirkt, wodurch die Härte wieder dem Ausgangsmaterial angeglichen wurde.

#### c) Makroskopische Untersuchung der Bruchoberflächen

Die Bruchoberflächenbetrachtung gibt eindeutige Hinweise auf die bei einigen Legierungen erhöhte Korrosionsanfälligkeit des Metall-Keramik-Verbundes. Die durch Lagerung in Korrosionslösung verringerte Haftfestigkeit ist an dem freiliegenden Metallrand der Keramikaufbrennzone zu erkennen.

Ferner kann beurteilt werden, ob beim Biege-Scherversuch die Festigkeit der Keramik überschritten wurde, oder ob das Versagen des Verbundes zum

Spannungsabfall im Spannungs-Dehnungs-Diagramm des Biege-Scherversuchs geführt hat.

Die bei den "ungelaserten" und "gelasert und beschliffenen" Prüfkörpern aus der Serie mit Korrosionseinfluß der Legierung Hera KF noch vollständig mit Keramik bedeckten Bruchoberflächen zeigen an, daß die Festigkeit der Keramik beim Biege-Scherversuch überschritten wurde.

Die statistisch signifikanten Haftfestigkeitsunterschiede zwischen den jeweils drei bezüglich der Laserschweißung differierenden Prüfgruppen spiegeln sich jedoch nur selten in unterschiedlichen Oberflächenstrukturen der Verbundbereiche wieder. Möglicherweise sind die Unterschiede der Haftfestigkeiten zu gering, um bei der Betrachtung ohne optische Hilfsmittel erkannt zu werden.

#### d) Biegeversuche ohne aufgebrannte Keramik

Die bei der Legierung Herador H ermittelten höheren E-Moduln nach dem Laserschweißen stellen eventuell eine Ursache für die größeren Keramikhaftfestigkeiten der gelaserten Probekörper dar, denn bei der Berechnung der Haftfestigkeiten werden nur die E-Moduln der Ausgangslegierungen berücksichtigt. Im Hauptversuch löste sich die Keramik bei den gelaserten Probekörpern eventuell nur deshalb erst bei höheren Spannungswerten vom Metall ab, weil die Metallquader der durchbiegenden Kraft einen größeren Widerstand entgegensetzten. Bei den Probekörpern der übrigen Legierungen korrelieren eventuelle Unterschiede der Keramikhaftfestigkeit nicht mit den durch das Laserschweißen überwiegend erhöhten E-Moduln. Es ist nicht auszuschließen, daß andere, durch das Laserschweißen verursachte Effekte, den haftfestigkeitssteigernden Einfluß eines höheren E-Moduls aufheben.

Um genauere Aussagen bezüglich des Laserschweißeinflusses auf die Elastizitätsmoduln und wiederum deren Einfluß auf die Keramikhaftfestigkeiten treffen zu können, sind weiterführende Untersuchungen nötig.

## **6      Schlußfolgerungen**

Aus den vorliegenden Untersuchungen geht hervor, daß die Laserschweißtechnik als Bearbeitungsmethode von edelmetallhaltigem, mit Keramik zu verblendendem Zahnersatz angewandt werden kann, ohne ein vorzeitiges Versagen des Metall-Keramik-Verbundes befürchten zu müssen.

Die Legierungsoberflächen sollten nach einer Laserschweißung in der üblichen Weise auf die Keramikbrände vorbereitet werden, das heißt es sollte unter anderem auch das Beschleifen der gelaserten Fläche mit der Hartmetallfräse erfolgen.

## **7      Zusammenfassung**

Das Laserschweißen hat in den letzten zehn Jahren breiten Einzug in die zahntechnische Praxis gehalten.

Bisher gab es jedoch noch keine Untersuchung, die den Einfluß des Laserschweißens auf die Keramikhaftfestigkeit an edelmetallhaltigen Dentallegierungen ermittelt. Die vorliegende Arbeit soll zur Klärung dieses Sachverhalts beitragen.

Dazu wurden Probekörper gemäß den Anforderungen der DIN 13927 hergestellt, deren Keramikhaftfestigkeit im Hauptversuch ebenfalls nach der DIN 13927 mittels der Biege-Scherprüfung untersucht wurde.

Die Versuche wurden an acht verschiedenen edelmetallhaltigen Dentallegierungen durchgeführt.

Davon wurden fünf mit der Keramik Vita Omega 900 verblendet, drei weitere wurden mit einer niedrigschmelzenden Testkeramik verblendet.

Von jeder Legierung wurde eine Probekörperserie hergestellt, die vor der Biege-Scherprüfung eine Woche in 0,1- mol/l Milchsäure-Kochsalz-Lösung bei 37°C gelagert wurde, die zweite Serie wurde ohne Lagerung in Korrosionslösung geprüft.

Jede Serie bestand aus 18 Probekörpern, die zur Beurteilung des Laserschweißeinflusses in drei Gruppen zu sechs Probekörpern aufgeteilt wurden: Eine ungelaserte Kontrollgruppe, eine Gruppe, bei der die Oberflächen der

Metallquader lasergeschweißt und anschließend mit einer Hartmetallfräse beschliffen wurden, und eine weitere gelaserte Gruppe, bei der das Beschleifen nach dem Laserschweißen unterblieb.

Die Laserschweißungen wurden in einem dentalen Laserschweißgerät vor dem Aufbrennen der Keramik ausgeführt.

Im Anschluß an die Biege-Scherprüfung wurden von einigen Probekörpern Längsschliffe hergestellt, die mit dem Auflichtmikroskop bei verschiedenen Vergrößerungsstufen beurteilt wurden. An ihnen erfolgten zusätzlich Messungen der VICKERS-Härte, um den Einfluß des Laserschweißens auf die Legierungshärte beurteilen zu können. Bei allen übrigen Probekörpern wurden die durch den Biege-Scherversuch entstandenen Ablösungszonen der Keramik von der Legierung ohne optische Hilfsmittel begutachtet.

Darüber hinaus wurden von jeder Legierung ein ungelasertes und ein lasergeschweißter Probekörper ohne aufgebrannte Keramik dem Biege-Scherversuch unterzogen, um die Auswirkungen des Laserschweißens auf die 0,2%-Dehngrenzen und die Elastizitätsmoduln zu bestimmen.

Beim Vergleich der Keramikhaftfestigkeiten der "ungelaserten" mit den "gelasert und beschliffenen" und den "gelasert und unbeschliffenen" Prüfkörpergruppen wiesen nur neun von 32 Vergleichspaarungen statistisch signifikante Unterschiede nach der Auswertung mit dem U-Test von MANN und WHITNEY auf. Das Laserschweißen hat demnach überwiegend keinen Einfluß auf die Keramikhaftfestigkeit.

In der Mehrzahl der sich statistisch signifikant unterscheidenden Prüfgruppen bewirkte das Laserschweißen sogar eine Steigerung der Keramikhaftfestigkeit. Nur in einem Fall waren die Keramikhaftfestigkeiten einer ungelaserten Versuchsgruppe höher als die einer gelaserten Gruppe.

Sämtliche lasergeschweißte Prüfkörpergruppen, einschließlich der in Korrosionslösung gelagerten Serien, erfüllten die Mindestforderung der DIN 13927 an die Keramikhaftfestigkeit, nach der wenigstens vier von sechs Prüfkörpern einen Haftfestigkeitswert von mindestens 25 N/mm<sup>2</sup> aufweisen müssen.

Die Keramikhaftfestigkeiten lasergeschweißter Versuchsgruppen zeigten sich nicht korrosionsanfälliger als die der ungelaserten Gruppen.

Bei der mikroskopischen Betrachtung der Längsschliffe wiesen alle vom Laserschweißen beeinflussten Probenareale ein feinkörnigeres Legierungsgefüge auf als die nicht geschweißten Bereiche. Darüber hinaus waren in den lasergeschweißten Gebieten weniger Porositäten im Metall vorhanden.

In der Testkeramik waren Porositäten häufiger vorhanden als in der Keramik Omega 900. Durch diese anscheinend geringere Qualität der Testkeramik wurde in einigen Fällen deren Festigkeit beim Biege-Scherversuch überschritten, was an Rissen in der Keramik und bei der Bruchoberflächenbetrachtung an noch vollständig von Keramikresten bedeckten Legierungsoberflächen erkennbar wurde.

Die Probekörper einiger Legierungen zeigten nach der Lagerung in Korrosionslösung niedrigere Keramikhaftfestigkeiten, was bei der Betrachtung der Zone des Verbundversagens durch einen ca. 1 mm breiten Rand, auf dem der Legierung keine Keramik mehr anhaftete, erkennbar wurde.

Die statistisch signifikanten Haftfestigkeitsunterschiede zwischen lasergeschweißten und nicht lasergeschweißten Probekörpergruppen waren dagegen bei der Betrachtung der gelösten Verbundzonen nicht zu erkennen.

Die Härte der Legierungen wurde durch das Laserschweißen nicht verändert. Die 0,2%-Dehngrenzen und die Elastizitätsmoduln wiesen nur bei einer Legierung einen Zusammenhang mit den Keramikhaftfestigkeiten auf.

Die Biege-Scherprüfung nach der DIN 13927 stellte in dieser Untersuchung eine adäquate Methode dar, um den Einfluß des Laserschweißens auf die Verbundfestigkeit zwischen Dentallegierungen und Verblendkeramiken zu beurteilen.

Die genauen Ursachen für die durch das Laserschweißen veränderten Keramikhaftfestigkeiten konnten mit den in dieser Untersuchung angewandten Methoden nicht ermittelt werden.

Der Metall-Keramik-Verbund hängt von einer Vielzahl von Einflußgrößen ab, und die wissenschaftliche Diskussion dazu ist noch immer nicht abgeschlossen.

Unabhängig davon kann jedoch dem Anwender nach den hier erhaltenen Ergebnissen eine Empfehlung zum vorbehaltlosen Einsatz des Laserschweißens in der Zahntechnik gegeben werden.



## 8 Literaturverzeichnis

1. Anthony, D.H. ; Burnett, A.P ; Smith, D.L. ; Brooks, M.S.: Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composites. J Dent Res 49 (1970), 27-33
2. Anusavice, K.J. ; Dehoff, P.H. ; Fairhurst, C.W.: Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. J Dent Res 59 (1980), 608-613
3. Asgar, K. ; Giday, Z.: Refinements on testing of porcelain to metal bond. J Dent Res 57 (Special issue A) (1978), 292 (Abstr no. 870).
4. Augthun, M.: Klinische Nachuntersuchungen zu palladium- und hochgoldhaltigem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 51 (1996), 402-405
5. Benthem, H. v.: Experimentelle Untersuchungen zur Einführung des Laserschweißverfahrens bei zahntechnischen Verarbeitungsprozessen im Vergleich zum Löten und Mikroplasma-schweißen in der Dentalen Technologie. Habil. Schr., Münster 1990
6. Benthem, H. v.: Vorteile des Laserschweißens im Vergleich zu konventionellen Fügeverfahren. Quintessenz Zahntech 17 (1991), 1178-1193
7. Benthem, H. v. ; Predel, B. ; Vahl, J.: Zum Verdampfungsverhalten von Metallen bei Laserbestrahlung. Z Metallkd 69 (1978), 121-125
8. Benthem, H. v. ; Vahl, J.: Spargoldlegierungen und Goldlegierungen - ein Vergleich hinsichtlich ihrer Laserschweißbarkeit. Dtsch Zahnärztl Z 37 (1982), 292-295
9. Benthem, H. v. ; Vahl, J.: Korrosionsversuche an Dentallegierungen vor und nach dem Laserschweißen. I. Hochgoldhaltige Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 286-289
10. Benthem, H. v. ; Vahl, J.: Zum Korrosionsverhalten lasergeschweißter Dentallegierungen (2. Mitteilung). Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 1114-1117
11. Benthem, H. v. ; Vahl, J.: Zum Korrosionsverhalten lasergeschweißter Dentallegierungen (3. Mitteilung). Dtsch Zahnärztl Z 43 (1988), 569-574
12. Brauner, H. ; Haußner, T.: Zum Korrosionsverhalten von Palladiumbasislegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 44 (1989), 119-121

13. Buch, D. ; Strietzel, R.: Lötten und Laserschweißen von Dentallegierungen. Dental-Labor 44 (1996), 403-405
14. Bundesanzeiger: Richtlinien für eine ausreichende, zweckmäßige und wirtschaftliche Versorgung mit Zahnersatz und mit Zahnkronen. Bundesanzeiger Nr. 49, 12. 03. 1986, 2999
15. Bundesgesundheitsamt-Informationsschrift: Legierungen in der zahnärztlichen Therapie. 1.8.1993
16. Derand, T.: Porcelain bond to laser-welded titanium surfaces. Dent Mater 11 (1995), 93-95
17. Dielert, E.: Werkstoffprüfungen an mikroplasmageschweißten und gelöteten Dentalgoldlegierungen. Ein Vergleich der beiden thermischen Verbindungsverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 34 (1979), 23-26
18. Dielert, E. ; Kasenbacher, A.: Lötungen, Mikroplasma und Laserstrahlschweißungen an Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 42 (1987), 647-653
19. DIN 13927: Deutsches Institut für Normung, Zahnheilkunde: Metall-Keramik-Systeme. Beuth Verlag, Berlin, 1990
20. DIN 50900: Korrosion der Metalle. Beuth Verlag, Berlin und Köln, 1975
21. Eichner, K. ; Hannak, W.: Mechanische und mikromorphologische Untersuchungen ungelöteter und gelöteter Dentallegierungen. Dental-Labor 36 (1988), 601-611
22. Freesmeyer, W.B. ; Lindemann, W.: Einfluß der Brennbedingungen auf das Rekristallisationsverhalten aufbrennkeramischer Massen. Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 461-465
23. Freytag, U. : Untersuchungen zum Einfluß der Laserschweißbedingungen auf das Schweißergebnis. Zahnmed. Diss., Humboldt-Universität Berlin 1994
24. Galindo, D. F. ; Ercoli, C. ; Graser, G. N. ; Tallents, R. H. ; Moss, M. E.: Effect of soldering on metal-porcelain bond strength in repaired porcelain-fused-to-metal castings. J Prosthet Dent 85 (2001), 88-94
25. Gasser, F.; Künzi, U.; Henning, G.: Metalle im Mund. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1984, 170-174
26. Geis-Gerstorfer, J. ; Weber, H.: Der Einfluß von Kaliumrhodanid auf das Korrosionsverhalten edelmetallfreier Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 87-91

27. Gilde, H.: Grundlagen der Lasertechnologie. Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994), 95-99
28. Gordon, T. E. ; Smith, D. L.: A laser in the dental lab. Laser Focus 6 (1970), 37-39
29. Gundlach, H.W. ; Kuscher, G.: Das Laserschweißen in der zahntechnischen Praxis. Dental-Labor 44 (1996), 677-685
30. Gundlach, H.W. ; Kuscher, G.: Das Laserschweißen in der zahntechnischen Praxis II. Dental-Labor 44 (1996), 1617-1626
31. Hoffmann, A.: Lasern - Eine neue Technologie in der Zahntechnik. Quintessenz Zahntech 22 (1996), 659-677
32. ISO 9333: Dental brazing materials. Beuth-Verlag, Berlin, 1990
33. Jochen, D.G. ; Caputo, A.A. ; Matyas, J.: Effect of metal surface treatment on ceramic bond strength. J Prosthet Dent 55 (1986), 186-188
34. Jochen, D.G. ; Caputo, A.A. ; Matyas, J.: Effects of cooling methods on silver-palladium castings. J Prosthet Dent 59 (1988), 311-314
35. Kappert, H.F.: Schweißtechnik mit Plasma und Laser. Quintessenz Zahntech 17 (1991), 977-998
36. Kappert, H.F. ; Riedling, W. ; Weyhmann, J.: Eine vergleichende Studie von drei Methoden zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes bei NEM-Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 1179-1186
37. Kasenbacher, A. ; Dielert, E.: Werkstoffprüfungen an laserstrahlgeschweissten bzw. gelöteten Gold- und Co/Cr/Mo-Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 43 (1988), 400-403
38. Kasenbacher, A. ; Dielert, E.: Thermische Verbindearbeiten im Dentallabor unter Berücksichtigung der NEM-Legierungen. Dental-Labor 40, Heft 1, Sonderdruck (1992)
39. Kerschbaum, Th.: Langzeit-Erfolgsaussichten von festsitzendem Zahnersatz. Zahnärztl Mitt 88 (1998), 2698-2703
40. Koppe-Gründt, R.: Untersuchungen von Lötungen an goldreduzierten Legierungen für metallkeramischen Zahnersatz. Med. Diss., Berlin 1983
41. Krumbholz, K.: Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken. ZWR 101 (1992), 193-199
42. Langenbach, K.: Untersuchung der Biegefestigkeit von Aufbrennlegierungen der Metallkeramik in Abhängigkeit vom Lötverfahren. Med. Diss., Köln 1981

43. Lautenschlager, E.P. ; Greener, E.H. ; Elkington, W.E.: Microprobe analyses of gold-porcelain bonding. *J Dent Res* 48 (1969), 1206-1210
44. Lautenschlager, E. P. ; Kollmannspenger, P. ; Eichner, K.: Korrosionsprüfung an prothetischen Dentallegierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 40 (1985), 1107-1113
45. Lorenzana, R.E. ; Chambless, L.A. ; Marker, V.A. ; Staffanou, R.S.: Bond strengths of high palladium content alloys. *J Prosthet Dent* 64 (1990), 677-680
46. Mackert, J.R. ; Ringle, R.D. ; Parry, A.L. ; Evans, A.L. ; Fairhurst, C.W.: The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. *J Dent Res* 67 (1988), 474-478
47. Malhotra, M.L. ; Maickel, L.B.: Shear bond strength in porcelain-metal restorations. *J Prosthet Dent* 43 (1980), 397-400
48. Marx, H.: Die metall-keramische Verbundfestigkeitsprüfung- Ein besonderes werkstoffkundliches Problem. *Zahnärztl Welt* 95 (1986), 524-527
49. Marxkors, R. ; Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Auflage, Carl Hanser Verlag, München, 1991
50. Mezger, P: R. ; Vrijhoef, M.M. A. ; Gruner, E. H.: The corrosion behavior of high palladium porcelaine-bonding alloys. *J Dent* 18 (1989), 33-37
51. Nergiz, I. ; Meine, H.-C. ; Niedermeier, W.: Untersuchung zur Scherverbundfestigkeit von titankeramischen Systemen. *Dtsch Zahnärztl Z* 54 (1999), 688-691
52. O`Connor, P.R. ; Rodway Mackert, J. ; Meyers, M.L. ; Parry, E.E.: Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. *J Prosthet Dent* 75 (1996), 367-374
53. Pischel, J.: Import ist Usus. *DZW* 45 (2001), 3
54. Preston, J. D. ; Reisbick, M. H.: Laser fusion of selected Dental casting alloys. *J Dent Res* 54 (1975), 232-238
55. Päßler, K. ; Hottinger, B.: Werkstoffkundliche Untersuchungen mit dem Dentallaser DL 2002. *Quintessenz Zahntech* 23 (1997), 909-919
56. Rammelsberg, P. ; Aschl, L. ; Pospiech, P.: Verbundfestigkeit niedrigschmelzender Keramiken unter Berücksichtigung der Oberflächenkonditionierung. *Dtsch Zahnärztl Z* 53 (1998), 200-203

57. Rebrov, W. I. ; Selenjew, N. F. ; Aleksandrov, M. T.: Laborklinische Untersuchungen der Qualität des Laserschweißens von Elementen von Metallkonstruktionen der Zahnprothesen und orthopädischen Apparaten. *Stomatologia Moskva* 61 (1982), 65-68
58. Sachs, L.: *Angewandte Statistik. Anwendung statistischer Methoden.* 7. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 1993
59. Schaffer, S.P.: An approach to determining the bond strength of ceramometal systems. *J Prosthet Dent* 48 (1982), 282-284
60. Schmidt, V.: Verweilzeit-Analyse von metallkeramischen Verblendungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990), 329-331
61. Schwarz, A.: Korrosionsuntersuchungen an lasergeschweißten Dentallegierungen im Vergleich zur Lötung. *Zahnmed. Diss.*, Humboldt-Universität Berlin 1992
62. Schwarz, S. ; Lenz, J. ; Schwickerath, H.: Zur Festigkeit des metallkeramischen Verbundes bei der Biegeprüfung. *Dtsch Zahnärztl Z* 43 (1988), 1152-1158
63. Schwickerath, H. : Prüfung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik. Vortrag auf der Jahrestagung in Erlangen, 1982
64. Schwickerath, H. : Der Einfluß unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten auf das Verhalten metallkeramischer Konstruktionen. *Dtsch Zahnärztl Z* 38 (1983), 554-556
65. Schwickerath, H. ; Mokbel, M.A.: Grundlagen zur Prüfung des Verbundes Metall-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 38 (1983), 949-952
66. Schwickerath, H. ; Mosleh, J.: Verbundfestigkeit und Korrosionslösungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 40 (1985), 1126-1128
67. Shell, J.S. ; Nielsen, J.P.: Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res* 41 (1962), 1424-1437
68. Staffanou, R. S. ; Radke, R. A. ; Imdreson, M. D.: Strength properties of soldered joinures from various ceramic-metal combinations. *J Prosthet Dent* 43 (1980), 31-39
69. Strietzel, R.: Haftoxide sind für den guten Verbund wichtig, aber nicht unproblematisch. *DZW-Spezial* 1 (1999), 25-27
70. Tinschert, J. ; Marx, R. ; Gussone, R.: Struktur von Keramiken für die Titanverblendung. *Dtsch Zahnärztl Z* 50 (1995), 31-34

71. Vahl, J. ; Benthem, H. v.: Laser in der Zahnmedizin. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1992
72. Vahl, J. ; Benthem, H. v. ; Reinhard, K. J.: Laserexperimente in der Zahnmedizin. in Proceedings of the Symposium Lasers in Medicine and Biology. GSF-Bericht BPT 5 (1977)
73. Vahl, J. ; Benthem, H. v. ; Schell, H.: Laserexperimente an Dentallegierungen und ihre Ausweitung auf spezielle zahntechnische Arbeiten (1.Mitteilung). Dtsch Zahnärztl Z 39 (1984), 778-781
74. Weber, H.: Edelmetallfreie (NEM) Kronen,- Brücken- und Geschiebeprothetik. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1985
75. Weber, H.: Zum Korrosionsverhalten dentaler Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985b), 254-260
76. Weber, H. ; Sauer, K. H. ; Paulsen, W.: In-vivo-Korrosionsuntersuchungen an edelmetallfreien Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 40 (1985), 838-841
77. Weinstein, M. et al.: Fused porcelain-to-metal teeth. US Patent 3,052,982 (1962)
78. Wirz, J.: Prüfungen der Korrosionsresistenz dentaler Legierungen in vitro. Dentallabor 32 (1984), 1351-1354
79. Wu, Y. ; Moser, J.B. ; Jameson, L.M. ; Malone, W.F.P.: The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. J Prosthet Dent 66 (1991), 439-444

## 9 Anlagen

Daten der Brennvorgänge:

Abkürzungen der Tabellen :

St (°C)	= Starttemperatur
Sd (min)	= Haltedauer der Starttemperatur
Ad (min)	= Aufheizdauer
Bt (°C)	= Brenntemperatur
Bd (min)	= Brenndauer
Vac d (min)	= Vakuumbrenndauer
K (°C)	= Endtemperatur der Abkühlphase
O	= Oxidbrand
Wg	= Washbrand Grundmasse
G	= Grundmassebrand
Hvb	= Hauptvakuumbrand
1. K	= 1. Korrekturbrand
2. K	= 2. Korrekturbrand
GI	= Glanzbrand

Brennbedingungen von Mainbond A:

	St (°C)	Sd (min)	Ad (min)	Bt (°c)	Bd (min)	Vac d (min)	K (°C)
<b>O</b>	450	0	6	830	5	11	-
<b>Wg</b>	400	2	6	830	2	6	-
<b>G</b>	400	2	6	830	1	6	-
<b>Hvb</b>	400	6	6	820	1	6	600
<b>1. K</b>	400	6	6	810	1	6	600
<b>2. K</b>	400	6	6	800	1	6	600
<b>GI</b>	400	0	6	830	1	-	600

Gemäß Herstellerangaben wurden die Oxide dieser Legierung nach dem Oxidbrand mit der Beize Hera AM 99 der Firma Heraeus-Kulzer für ca. 12 Minuten bei 70° C abgebeizt.

Brennbedingungen von Hera KF und Alba KF:

	St (°C)	Sd (min)	Ad (min)	Bt (°c)	Bd (min)	Vac d (min)	K (°C)
<b>O</b>	600	0	4	830	5	-	-
<b>Wg</b>	400	2	4	830	2	4	-
<b>G</b>	400	2	4	830	1	4	-
<b>Hvb</b>	400	6	6	820	1	6	600
<b>1. K</b>	400	6	6	810	1	6	600
<b>2. K</b>	400	6	6	800	1	6	600
<b>GI</b>	400	0	4	830	1	-	600

Brennbedingungen von Bio Herador N:

	St (°C)	Sd (min)	Ad (min)	Bt (°c)	Bd (min)	Vac d (min)	K (°C)
<b>O</b>	600	0	6	900	10	16	-
<b>Wg</b>	600	2	6	905	2	6	-
<b>G</b>	600	4	6	905	1	6	-
<b>Hvb</b>	600	6	6	905	1	6	600
<b>1. K</b>	600	6	6	900	1	6	600
<b>2. K</b>	600	6	6	900	1	6	600
<b>GI</b>	600	0	6	910	1	-	600

Brennbedingungen von Herador H und Heraloy G:

	St (°C)	Sd (min)	Ad (min)	Bt (°c)	Bd (min)	Vac d (min)	K (°C)
<b>O</b>	600	0	3	900	5	-	-
<b>Wg</b>	600	2	4	905	2	4	-
<b>G</b>	600	4	4	905	1	4	-
<b>Hvb</b>	600	1	6	905	1	6	600
<b>1. K</b>	600	1	6	900	1	6	600
<b>2. K</b>	600	1	6	900	1	6	600
<b>GI</b>	600	1	4	910	1	-	600

Brennbedingungen von Herabond und Albabond\*:

	St (°C)	Sd (min)	Ad (min)	Bt (°c)	Bd (min)	Vac d (min)	K (°C)
<b>O</b>	600	0	3	900	5	-	-
<b>Wg</b>	600	2	4	905	2	4	-
<b>G</b>	600	4	4	905	1	4	-
<b>Hvb</b>	600	6	6	905	1	6	600
<b>1. K</b>	600	6	6	900	1	6	600
<b>2. K</b>	600	6	6	900	1	6	600
<b>GI</b>	600	0	4	910	1	-	600

(\*) Bei der Legierung Albabond wurde die Metalloberfläche nach dem Oxidbrand gemäß den Herstellerangaben erneut sandgestrahlt.



Ergebnisse der einzelnen Probekörper bei der Biege-Scherprüfung (N/mm<sup>2</sup>):

a) Serie ohne Korrosion

Mainbond A ungelasert					
56,89	58,16	55,78	52,95	49,56	51,27

Herador H ungelasert					
56,38	55,43	53,76	56,47	57,63	56,35

Mainbond A gelasert + beschl.					
56,75	50,64	53,35	41,90	51,69	47,32

Herador H gelasert + beschl.					
70,18	74,20	63,69	64,30	64,25	70,63

Mainbond A gelasert + unbeschl.					
55,74	48,31	55,39	51,88	54,70	45,41

Herador H gelasert + unbeschl.					
60,78	54,85	62,15	58,91	76,47	54,43

Hera KF ungelasert					
30,72	46,11	54,79	46,57	27,81	35,05

Heraloy G ungelasert					
56,82	59,67	53,75	57,89	56,19	52,55

Hera KF gelasert + beschl.					
35,58	31,11	41,77	33,03	40,47	35,38

Heraloy G gelasert + beschl.					
55,14	55,52	56,10	54,71	56,16	59,41

Hera KF gelasert + unbeschl.					
44,58	33,60	47,33	42,81	37,70	33,85

Heraloy G gelasert + unbeschl.					
59,80	52,58	54,65	55,34	51,61	58,54

Alba KF ungelasert					
36,32	34,25	37,52	37,41	40,41	39,51

Herabond ungelasert					
41,54	47,34	49,26	48,13	47,20	56,28

Alba KF gelasert + beschl.					
37,66	41,36	38,34	39,97	47,11	43,16

Herabond gelasert + beschl.					
46,26	51,51	45,35	51,56	43,65	44,92

Alba KF gelasert + unbeschl.					
36,00	41,63	35,77	37,75	41,71	38,52

Herabond gelasert + unbeschl.					
46,50	45,37	45,55	47,47	46,67	47,06

Bio Herador N ungelasert					
49,47	47,94	52,20	53,68	57,89	55,65

Albabond ungelasert					
47,10	47,94	51,66	51,94	50,64	36,70

Bio Herador N gelasert + beschl.					
49,89	52,25	58,20	62,71	63,55	53,45

Albabond gelasert + beschl.					
44,18	43,46	42,34	53,77	48,65	50,87

Bio Herador N gelasert + unbeschl.					
52,14	53,46	50,27	55,93	54,46	53,45

Albabond gelasert + unbeschl.					
47,93	48,45	49,08	46,44	49,47	50,68

b) Serie mit Korrosionslagerung

Mainbond A unglasert					
39,60	53,04	51,81	35,62	44,93	41,41

Herador H unglasert					
56,72	61,56	54,48	63,68	55,85	56,35

Mainbond A gelasert + beschl.					
50,80	50,83	39,68	48,15	43,82	60,74

Herador H gelasert + beschl.					
56,97	63,93	65,47	67,85	65,53	69,22

Mainbond A gelasert + unbeschl.					
52,16	45,50	49,20	49,18	45,77	45,56

Herador H gelasert + unbeschl.					
60,59	59,48	70,83	56,33	53,66	68,23

Hera KF unglasert					
30,08	29,54	33,02	34,00	39,47	33,06

Heraloy G unglasert					
43,98	37,15	34,05	39,62	33,16	33,79

Hera KF gelasert + beschl.					
27,12	31,97	32,52	27,07	36,45	33,13

Heraloy G gelasert + beschl.					
34,58	35,03	33,26	36,46	32,30	30,02

Hera KF gelasert + unbeschl.					
39,65	39,50	44,99	45,07	41,66	35,52

Heraloy G gelasert + unbeschl.					
37,68	40,19	33,75	37,01	33,00	34,58

Alba KF unglasert					
26,23	23,79	23,20	25,75	26,67	24,79

Herabond unglasert					
48,26	48,22	44,97	44,57	48,68	45,90

Alba KF gelasert + beschl.					
33,09	27,17	33,64	29,13	26,34	35,22

Herabond gelasert + beschl.					
47,51	50,91	52,52	49,01	51,22	54,62

Alba KF gelasert + unbeschl.					
25,66	27,45	29,66	31,21	27,97	31,16

Herabond gelasert + unbeschl.					
47,74	50,09	48,36	48,86	46,80	43,33

Bio Herador N unglasert					
26,50	28,11	34,10	33,85	35,67	30,57

Albabond unglasert					
48,45	48,55	48,72	48,68	45,82	47,20

Bio Herador N gelasert + beschl.					
34,55	34,93	33,84	31,29	34,29	28,93

Albabond gelasert + beschl.					
45,64	46,95	35,11	41,20	44,38	46,93

Bio Herador N gelasert + unbeschl.					
32,90	34,32	36,01	30,87	35,74	32,72

Albabond gelasert + unbeschl.					
49,81	50,73	54,17	52,55	49,94	48,81

## 10 Thesen

1. Obwohl das Laserschweißen in den letzten zehn Jahren breiten Einzug in die Zahntechnik gehalten hat, sind noch nicht alle Fragen zu seinem Einsatz geklärt. So liegen kaum Erkenntnisse darüber vor, welche Auswirkungen das Laserschweißen von Aufbrennlegierungen auf den Verbund zwischen Metall und Keramik am Schweißort hat.
2. An acht edelmetallhaltigen Aufbrennlegierungen wurden mit dem Biege-Scherversuch der DIN 13927 die Keramikhaftfestigkeiten gelaserter und ungelaserter Probekörper ermittelt. Die Verblendungen erfolgten zum Teil mit einer handelsüblichen Keramik und zum Teil mit einer nicht im Handel erhältlichen, neuen Keramik, die noch in der Testphase ist.
3. Mit einer Lagerung in Korrosionslösung gemäß der DIN 13927 wurde die Korrosionsbeständigkeit des Metall-Keramik-Verbundes untersucht. In Zusatzuntersuchungen wurde der Einfluß des Laserschweißens auf die Legierungshärte, den Elastizitätsmodul und die 0,2%-Dehngrenze der Legierung ermittelt. Weiterhin erfolgten makroskopische Untersuchungen der Bruchoberflächen sowie mikroskopische Untersuchungen von Probekörperlängsschliffen.
4. Die Biege-Scherprüfung nach der DIN 13927 stellte in dieser Untersuchung eine adäquate Methode dar, um den Einfluß des Laserschweißens auf die Verbundfestigkeit zwischen Dentallegierungen und Verblendkeramiken zu beurteilen.
5. Bei acht von 32 Vergleichen zwischen den Keramikhaftfestigkeiten gelaserter und ungelaserter Probekörpergruppen wirkte sich das Laserschweißen steigernd auf die Keramikhaftfestigkeit aus. Bei nur einem Vergleich führte das Laserschweißen zu niedrigeren Haftfestigkeitswerten. In der Mehrzahl der Fälle hatte das Laserschweißen keinen Einfluß auf die Keramikhaftfestigkeit.

6. Die Mindestforderung der DIN 13927 an die Keramikhaftfestigkeit wurde von allen lasergeschweißten Probekörpergruppen erfüllt.
7. Die Keramikhaftfestigkeiten lasergeschweißter Versuchsgruppen waren nicht korrosionsanfälliger als die der ungelaserten Gruppen. Die untersuchten Legierungen wiesen unterschiedlich korrosionsanfällige Keramikhaftfestigkeiten auf.
8. In der Testkeramik waren Porositäten häufiger vorhanden als in der Keramik Omega 900, wodurch die Festigkeit der Testkeramik beim Biege-Scherversuch in einigen Fällen überschritten wurde.
9. Nach einer erfolgten Laserschweißung sollten die Legierungsoberflächen im Verlauf der Vorbereitung auf das Keramikaufbrennen mit einer Hartmetallfräse beschliffen werden.
10. Die Laserschweißtechnik kann als Bearbeitungsmethode in der Aufbrennkeramik mit Edelmetalllegierungen eingesetzt werden, ohne ein vorzeitiges Versagen des Metall-Keramik-Verbundes befürchten zu müssen.

## Lebenslauf

Persönliche Daten: Olaf Wegener  
Windmühlenweg 39  
32584 Löhne

geb. am 28. 11. 69 in Löhne

Familienstand: verheiratet, 1 Kind  
Religion: evangelisch

Schulbildung:  
08/1976 bis 06/1980 Grundschule Löhne-Bahnhof  
08/1980 bis 07/1986 Städtische Realschule Löhne  
Sekundarabschluß I, Fachoberschulreife

Berufsausbildung:  
08/1986 bis 06/1989 Ausbildung zum Zahntechniker im Dentallabor  
Schröder, Löhne  
Abschluß: Gesellenprüfung (Kreishandwer-  
kerschaft Bielefeld)

Berufliche Tätigkeit:  
07/1989 bis 08/1990 Zahntechniker im Dentallabor  
und 12/1991 bis 09/1994 Schröder, Löhne

Zivildienst:  
09/1990 bis 11/1991 Zivildienstleistender in der evangelischen Ju-  
gendhilfe, Hiddenhausen

Weiterbildung:  
09/1991 bis 06/1994 Städtisches Abendgymnasium Bielefeld  
Abschluß: Allgemeine Hochschulreife  
09/1994 bis 10/1999 Studium der Zahnmedizin an der Martin-  
Luther-Universität Halle-Wittenberg  
Abschluß: Staatsexamen

Weitere Berufliche Tätigkeit:  
01/2000 bis 06/2001 Ausbildungsassistent in der Zahnarztpraxis  
Domin in Petershagen-Lahde  
ab 07/2001 Ausbildungsassistent in der Zahnarztpraxis  
Könemann in Kirchlengern

Löhne, im März 2002

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich an Eides statt, daß ich die vorliegende Dissertation selbständig und ausschließlich unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt und nur an der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht habe. Weitere Promotionsversuche mit dieser oder einer anderen Dissertation im In- oder Ausland habe ich nicht gemacht.

Unterschrift



Löhne, im März 2002

## **Danksagung**

Herrn Prof. Dr. K.-E. Dette danke ich für die Überlassung des interessanten Themas, für die ständig geleistete Unterstützung und die konstruktiven Kritiken und Vorschläge, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Ich danke der Firma Heraeus Kulzer für die zur Verfügung gestellten Materialien und Untersuchungseinrichtungen.

Insbesondere gilt mein Dank deren Mitarbeitern aus der Forschungsabteilung im Bereich Edelmetalle unter der Leitung von Herrn Dr. Brämer, die mich in alle Untersuchungsmethoden eingewiesen haben und mir stets mit Rat und Tat zur Seite standen.

Dem Dentallabor Dieter Schröder gebührt mein Dank für die ermöglichte Nutzung eines zahntechnischen Arbeitsplatzes zur Durchführung der Laserschweißungen und der Verblendungen.

Für die Anfertigung der Fotoaufnahmen danke ich der Fotografin Frau Herrmann im Zentrum für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.