

2 SCHRIFTTUM

2.1 Material

Im Jahre 1959 wurde erstmals, anlässlich der Dentalausstellung in Frankfurt a.M., ein in Deutschland entwickeltes Verfahren zum Aufbrennen keramischer Massen auf Edelmetalllegierungen vorgestellt. Durchsetzen konnte sich diese Methode wegen anschließender Mängel noch nicht, aber durch intensive Forschung und Weiterentwicklung wurde es ab 1963/65 möglich, metallischen Zahnersatz mit Keramik zu verblenden [21].

Mittlerweile ist es in der Zahnheilkunde nicht mehr denkbar, ohne diese Materialien zu arbeiten. Durch jahrelange Vervollkommnung stehen dem Zahnarzt heute eine kaum überschaubare Zahl von Metall-Keramik-Systemen zur Verfügung [88]. Je nach Anspruch und Indikation kann er auf edelmetallhaltige (EM-) oder edelmetallfreie (NEM-) Legierungen Zugriff nehmen und gleichzeitig ästhetisch optimal arbeiten [31,120,121,126]. Es ist in den meisten Fällen sinnvoll, ausschließlich nur eine Legierung zu verarbeiten, um eine Beeinflussung der unterschiedlichen Bestandteile verschiedener Legierungen untereinander zu vermeiden [54,75,81,82,83,104,117,123]. Deshalb wurde auf die Erforschung von Universallegierungen, welche für jede Indikation genutzt werden können, besonderen Wert gelegt [14,18,26,35,107,110,115].

Es kommt trotz allem immer wieder zu Misserfolgen. Auch wenn in der Statistik nur von etwa zwei Prozent Versagensfällen gesprochen wird, sind Reparaturen oder gar Neuanfertigungen für alle Betroffenen immer mit Ärger verbunden und somit möglichst zu vermeiden [58,93]. Es ist also nach wie vor notwendig, durch Optimierung der Materialeigenschaften eine perfekte Abstimmung zwischen den Verbundpartnern zu erreichen.

2.1.1 Legierungen in der Zahnheilkunde

Eine Legierung entsteht durch das Zusammenschmelzen von Metallen. Die verschiedenen Bestandteile (Metalle oder auch Nichtmetalle wie z. B. Silicium, Bor, Kohlenstoff) nennt man Legierungskomponenten, wobei der Grad der Mischung verschieden ausgeprägt sein kann [47].

Die Eigenschaften einer Legierung werden nicht additiv durch die Eigenschaften der Komponenten bestimmt, sondern ermitteln sich aus den Wechselwirkungen der Bestandteile untereinander [47].

Es werden nachfolgend einige gängige Legierungskomponenten der heutzutage über 1000 in Deutschland angebotenen Dentallegierungen mit ihren grundlegendsten Eigenschaften vorgestellt [103].

Edelmetall (EM)- Legierungen:

Gold: Ordnungszahl: 79 / Farbe: gelb / Schmelzpunkt: 1063 °C

- ▶ leichte Bearbeitbarkeit
- ▶ Korrosions-, Anlauf- und Mundbeständigkeit
- ▶ gute Festigkeit
- ▶ meist Hauptbestandteil von EM-Legierungen

Palladium: Ordnungszahl: 27 / Farbe: weiß glänzend / Schmelzpunkt: 1552 °C

- ▶ sichert die Farbbeständigkeit
- ▶ erhöht die Härte und Warmfestigkeit von Goldlegierungen
- ▶ Hauptbestandteil der Palladium-Legierungen

Silber: Ordnungszahl: 47 / Farbe: weiß, stark glänzend /
Schmelzpunkt: 961 °C

- ▶ verbessert die Fließfähigkeit
- ▶ verringert die Schmelztemperatur

Platin: Ordnungszahl: 78 / Farbe: grauweiß / Schmelzpunkt: 1769 °C

- ▶ steigert die Mundbeständigkeit und Härte
- ▶ geschmeidig zu verarbeiten
- ▶ Stabilität wird erhöht
- ▶ Verringerung der Oxidschicht

Zinn: Ordnungszahl: 50 / Farbe: silberweiß / Schmelzpunkt: 232 °C

- ▶ steigert Härte und Festigkeit
- ▶ Haftoxidbildner für Aufbrennlegierungen
- ▶ erhöht den WAK

Indium: Ordnungszahl: 49 / Farbe: silberweiß / Schmelzpunkt: 156 °C

- ▶ Haftoxidbildner für Aufbrennlegierungen
- ▶ erhöht den WAK
- ▶ senkt den Schmelzpunkt

Kupfer: Ordnungszahl: 29 / Farbe: rot / Schmelzpunkt: 1083 °C

- ▶ steigert Härte und Festigkeit
- ▶ erhöht den WAK

Zink: Ordnungszahl: 30 / Farbe: bläulich weiß / Schmelzpunkt: 419 °C

- ▶ verbessert die Fließfähigkeit
- ▶ verringert die Schmelztemperatur

Nichtedelmetall (NEM)-Legierungen:

Kobalt: Ordnungszahl: 27 / Farbe: metallisch glänzend /
Schmelzpunkt: 1495 °C

- ▶ verbessert die Fließfähigkeit der Schmelze

Nickel: Ordnungszahl: 28 / Farbe: silberweiß / Schmelzpunkt: 1453 °C

- ▶ erhöht die Festigkeit und Härte

Molybdän: Ordnungszahl: 42 / Farbe: silberweiß / Schmelzpunkt: 2620 °C

- ▶ erhöht durch hohen Schmelzpunkt die Feinkörnigkeit des Gefüges
- ▶ erhöht die Dehnbarkeit und chemische Beständigkeit

Eisen: Ordnungszahl: 26 / Farbe: bläulich weiß / Schmelzpunkt: 1539 °C

- ▶ steigert die Härte und Festigkeit
- ▶ Haftoxidbildner für Aufbrennlegierungen

Chrom: Ordnungszahl: 24 / Farbe: silberweiß / Schmelzpunkt: 2200 °C

- ▶ notwendig für Korrosionsbeständigkeit
- ▶ steigert Festigkeit

2.1.1.1 Anwendung von Legierungen

Legierungen werden in allen Teilbereichen der Zahnmedizin verwendet; in der Kieferorthopädie vorwiegend als Klammerdrähte und für gegossene Schienen, in der

Prothetik als Gerüstgrundlage für jedwede Art von Zahnersatz sowie für Vollgusskronen- und Brücken und in der Konservierenden Zahnheilkunde als Füllungsmaterial (Amalgam, Inlays)[12].

2.1.1.2 Geschichte der Dentallegierungen

Für die Zahnheilkunde kamen anfangs nur die Edelmetalle, insbesondere Gold, zur Anwendung. Bevor es im 20. Jahrhundert zur Einführung der Gießtechnik kam, wurde der Zahnersatz fast ausschließlich aus Gold und seinen Legierungen mit Kupfer und Silber durch das Zusammenlöten von Blechen und Drähten hergestellt [22].

Durch die weitere Entwicklung im Bereich der Dentallegierungen und immer weiter steigendem Verbrauch wurde es notwendig, die Kosten zu begrenzen und es galt, Möglichkeiten zu finden, den Goldgehalt zu verringern, ohne dabei auf bewährte Materialeigenschaften verzichten zu müssen.

Im Jahre 1918 wurde erstmals ein Stahl in der Prothetik eingesetzt, welcher von der Firma Krupp entwickelt wurde.

In der weiteren Entwicklung gelang 1935 die Herstellung einer Kobalt-Chrom-Legierung, die noch nahezu unverändert in der Zusammensetzung heutzutage für Modellgussbasen verwendet wird.

Mit der Einführung der Metallkeramik 1962 begann zum einen der Einsatz von Edelmetallaufbrennlegierungen auf der Basis von Gold und Platin sowie von edelmetallfreien Legierungen auf der Basis von Nickel bzw. Kobalt und Chrom [97].

2.1.1.3 Einteilung der Dentallegierungen

In dem von der Bundeszahnärztekammer und der Kassenzahnärztlichen Bundesvereinigung herausgegebenen Materialhandbuch für die Zahnarztpraxis sind weit über 1000 Dentallegierungen eingetragen [55].

Die Auswahl der zu verwendenden Legierung liegt immer in der Hand des behandelnden Zahnarztes und aufgrund der vorhandenen Vielfalt ist ein gutes Basiswissen über die grundlegendsten Eigenschaften und Einteilungen von großer Bedeutung für die Praxis.

Legierungen können grundsätzlich nach der Art ihrer Herstellung eingeteilt werden. Für die Herstellung von Zahnersatz sind reine Metalle ungeeignet, da sie z. B. zu weich sind (s. Gold). Die gewünschten mechanischen Eigenschaften erhält man durch die Bildung von Legierungen.

Legierungen entstehen durch das Zusammenschmelzen, Zusammensintern oder der Diffusion verschiedener Komponenten. Das gebräuchlichste Verfahren stellt das Zusammenschmelzen dar [45]. Für den Aufschmelzprozeß stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung:

- ▶ Flamme
- ▶ Widerstandsbeheizte Öfen
- ▶ Hochfrequenzinduktion
- ▶ Lichtbogen (vorwiegend beim Titanguß)

Bei Verwendung einer Hochfrequenzschmelzanlage werden die Metalle mit entsprechender Rezeptur in einen keramischen Schmelztiegel eingebracht, welcher von einer Induktionsspule umgeben ist in der ein Wechselstrom von 10000 – 20000 Hertz fließt. Dieser induziert in der Legierung Wirbelströme, welche die Legierung innerhalb von 30 – 50 Sekunden zum Schmelzen bringen. Die Schmelze wird abgekühlt und zu handelsüblichen Plättchen (1 Gramm) verarbeitet [22,127].

Beim Erstarren entsteht bei vollständiger Löslichkeit der Legierungskomponenten eine einphasige Legierung, die einheitlich aus einer Kristallart (Mischkristall) besteht. Diese Legierungen sind mundbeständig und spielen daher eine wesentliche Rolle in der Praxis (z. B. Gold-Platin-Legierungen).

Gold-Platin- und Silber-Palladium-Legierungen weisen ein sehr feinkörniges Gefüge auf und deshalb reicht beim Abkühlen die Zeit für die Diffusion der Atome in das Gefüge aus, um Konzentrationsunterschiede auszugleichen.

Bei grobkörnigen Legierungen kann dagegen ein inhomogenes dendritisches Gefüge entstehen und es ist eine Homogenisierung erforderlich. Dabei wird unterhalb des

Soliduspunktes der Legierung bei erhöhter Temperatur die Beweglichkeit der Atome so gefördert, dass mittels Diffusion ein Platzwechsel einzelner Atome angeregt wird und zum Konzentrationsausgleich führt [127].

Besteht eine beschränkte Löslichkeit, so findet eine Entmischung in der Erstarrungsphase statt. Die Kristallstruktur ist durch das Vorhandensein verschiedener Kristallarten gekennzeichnet und die Legierung ist in der Regel nicht mundbeständig (Silber-Kupfer-Legierungen). Bei schneller Abkühlung jedoch, bleibt das nach abgeschlossener Kristallisation bei höheren Temperaturen bestehende übersättigte Mischkristallgefüge erhalten.

Um die Härte und Festigkeit zu steigern, erwärmt man das Gefüge auf mittlere Temperatur und es findet eine Umlagerung der Atome im Gitter statt. Durch entsprechende Zusammensetzung der Komponenten werden gezielt aushärtbare Legierungen hergestellt, um besonders wechselbeanspruchte Teile wie Klammern oder abnehmbare gegossene Schienen herstellen zu können [11].

Um nach einer Kaltbearbeitung (Ziehen, Biegen, Walzen) die Legierung wieder weich und dehnbar zu machen kann, man einen Rekristallisationsprozeß anschließen. Da bei der Kaltverformung das Gitter in einen Spannungszustand versetzt wird, spröde wird und z. B. der Klammerdraht reißen kann, wird Wärme zugeführt um eine Reorganisation und einen Spannungsabbau im Gittergefüge zu erwirken. Die Gefügeveränderung im Gitter hängt von dem Ausmaß der Verformung der Glüh Temperatur und der Glühdauer ab [11,127].

Beim Sintern werden hochschmelzende pulverförmige Legierungskomponenten unter hohem Druck und einer Temperatur unterhalb des Schmelzpunktes verdichtet. An den Korngrenzen kommt es zu oberflächlichem Aufschmelzen und Zusammenbacken der Teilchen. Bei dem Prozeß wird das Metallpulver geglüht und es setzen Diffusionsvorgänge ein, durch welche die Teilchen zunächst an den Berührungsstellen zusammenwachsen. Bei längerem Glühen verbreitern sich die Nahtstellen und die restlichen Hohlräume werden eingeengt. Es wird eine hohe Homogenität erreicht [46,100].

Eine weitere Einteilung kann nach ihrer chemischen Zusammensetzung erfolgen, wobei dabei zwei große Gruppen unterschieden werden - Edelmetalllegierungen und

Nichtedelmetalllegierungen. Außerdem werden sie nach der Legierungskomponente mit dem jeweils höchsten Gewichtsanteil eingeordnet [97,103].

Des Weiteren können die Legierungen nach ihrer Beanspruchung und dementsprechenden Verwendung eingeteilt werden [103]:

- ▶ Legierungen für Inlays und Onlays
- ▶ Legierungen für Kronen und Brücken
 - nicht verblendbar
 - verblendbar
 - mit Keramik
 - mit Kunststoff
- ▶ Legierungen für den Modellguß
- ▶ Implantate
- ▶ Lote, Schweißzusatzstoffe
- ▶ Legierungen für kieferorthopädische Geräte
- ▶ vorgefertigte Geschiebe u.a.

2.1.2 Edelmetalllegierungen

2.1.2.1 Hochgoldhaltige Legierungen

Hochgoldhaltige Legierungen bestehen zu 75 – 99 % aus Gold, des Weiteren Platin und Palladium mit wechselnden Gewichtsanteilen.

Es gibt innerhalb dieser Legierungsgruppe die Biologierungen, deren Goldgehalt zwischen 96 – 99 % liegt und die palladium- und kupferfrei sind. Dieser Gruppe kann man zum Beispiel das Galvanogold mit einem Goldanteil $\leq 99,9$ % zuordnen. Die andere Gruppe weist einen Goldgehalt von etwa 75 – 90 % auf. Zu dieser gehören die hochgoldhaltigen Gusslegierungen und die sogenannten Universallegierungen, welche mit Keramik verblendet werden können.

Goldlegierungen bilden ein polygonales feinkörniges Gefüge [61,97].

2.1.2.2 Goldreduzierte Legierungen

Bei diesen Edelmetalllegierungen wurde der Goldanteil auf etwa 51 – 55 % Gewichtsanteil reduziert und größtenteils durch Palladium ersetzt. Ursprünglich lag die Idee darin, Kosten für das teurere Gold zu sparen, wobei man mittlerweile durch den gestiegenen Palladiumpreis ungefähr bei den Kosten einer hochgoldhaltigen Legierung mit einem Goldanteil von zirka 80 % liegt.

Außerdem enthalten sie Silber und Kupfer in wechselnden Größenordnungen. Bei den aufbrennfähigen Legierungen dieser Gruppe wird meist auf die Zugabe von Kupfer verzichtet, weil mit Verfärbungen der Keramik und mit einer zu stark ausgebildeten Oxidschicht gerechnet werden muß [61,97].

2.1.2.3 Palladium-Basis-Legierungen

Legierungen auf Palladiumbasis wurden zur Kostenminimierung entwickelt und man kann sie in vier Hauptgruppen unterteilen:

Palladium-Zinn-Legierungen

Palladium > 79 %

Zinn 6 – 12 %

und oder Gallium und Kupfer in geringen Anteilen.

Palladium-Kupfer-Legierungen

Palladium 76 – 79 %

Kupfer 8 – 13 %

Gallium 4 – 7 %

Zinn 2 – 4 %

Diese Legierungen sollten auf Empfehlung des Bundesgesundheitsamtes vom 01.08.1993 nur noch verwendet werden, wenn der Nachweis der Bioverträglichkeit erbracht wurde [56].

Palladium-Silber-Legierungen

Palladium	53 – 62 %
Silber	22 – 37 %
Zinn	4 – 9 %

sowie Indium, Gallium und Zink.

Palladium-Silber-Gold-Legierungen

Palladium	75 %
Silber	7 – 10 %
Gold	6 %
Gallium	6 %

oder

Palladium	52 %
Silber	20 %
Gold	15 %

sowie Indium und Zink.

Eine gewisse Anzahl angebotener Palladium-Legierungen lässt sich aufgrund der unterschiedlichen Gewichtsanteile der Komponenten schwer einordnen. Palladium-basislegierungen weisen meist ein dendritisches Gefüge auf. In Langzeitversuchen zur Korrosionsresistenz wurde festgestellt, dass diese Legierungen ständig Metallionen freisetzen, was auch als Ursache für den Abfall der Verbundfestigkeit von Metallkeramik, insbesondere bei den Palladium-Kupfer-Legierungen angenommen wird [56,97].

2.1.2.4 Silber-Palladium-Legierungen

Gelbfarbene Silber-Palladium-Legierungen enthalten 35 – 40 % Silber, in etwa 20 - 5 % Palladium, 20 % Gold, 15 – 20 % Indium und zirka 5 % Zink. Bei den weißen Silber-Palladium-Legierungen liegt der Silberanteil bei 40 – 70 %, Palladium bei 20 – 30 %, der Kupfergehalt beträgt etwa 15 % und der des Goldes bis zu 10 %. Dieser

Legierungstyp erstarrt häufig dendritisch und deshalb wird im Anschluß in der Regel eine Homogenisierung durchgeführt.

Silber-Palladium-Legierungen sind meist nicht aufbrennfähig [97].

2.1.3 Nichtedelmetalllegierungen

2.1.3.1 Kobalt-Chrom-Legierungen

Kobalt-Chrom-Legierungen haben in Deutschland den größten Marktanteil der Nichtedelmetalllegierungen. Ihre Zusammensetzung beruht auf 54 – 70 % Kobalt, 20 – 31 % Chrom sowie Molybdän, Mangan, Silicium, Wolfram oder Eisen.

Bei den Kobalt-Chrom-Legierungen für die Teilprothetik ist zusätzlich Kohlenstoff in minimalen Anteilen enthalten, um die Härte (durch Bildung von Karbiden) zu steigern.

Die hohe Härte und Festigkeit dieser Legierung wird durch verschiedene Faktoren bestimmt. Kobalt ändert beim Erstarren in einer Umwandlungsphase (Beginn bei 417 °C) seine kristalline Form. Durch die Ausbildung feiner Nadeln, die sich ineinander verkeilen und die Einlagerung von Chromatomen wird die hohe mechanische Festigkeit erreicht. Die chemische Beständigkeit wird durch eine Passivierungsschicht hervorgerufen, welche durch die Oxidation von Chrom entsteht. Molybdän trägt aufgrund seines hohen Schmelzpunktes (2622 °C) zur Kornverfeinerung bei. Mangan wirkt als Antioxidationsmittel und Silicium begünstigt das leichtere Ausgießen der Schmelze [97].

Kobalt-Chrom-Legierungen weisen eine gute Korrosionsbeständigkeit auf, weil die Oxidschicht des Chroms auch im Mundmilieu weitgehend erhalten bleibt. Wird anstelle von Molybdän Wolfram verwendet, benötigt man in etwa die doppelte Menge, um vergleichbare Eigenschaften zu erzielen [2,17,34,85].

2.1.3.2 Nickel-Chrom-Legierungen

Legierungen auf Nickelbasis enthalten entweder Chrom in einer Größenordnung von unter 15 % oder über 20 %. Der Nickelgehalt liegt bei 70 %, des weiteren sind Molybdän, Aluminium, Silicium und Mangan enthalten [19,97].

Nickel selbst ist weithin als Allergen aus der Modeschmuckindustrie bekannt [46]. Der durch korrosive Vorgänge im Mund freiwerdende Nickelanteil der Legierung ist der bestimmende Anteil einer möglichen Sensibilisierung.

Liegt der Anteil des Chroms unter 15 % und der des Molybdäns unter 4 Prozent, so reicht die gebildete Passivierungsschicht nicht aus, um die Freisetzung von Nickel zu verhindern. Bei einem Chromgehalt von über 20 % und einem Molybdängehalt von mindestens 4 Prozent gilt aber auch bei dieser Aufbrennlegierung eine gute Korrosionsresistenz als gesichert [102].

Nickel-Titan-Legierungen werden in der Kieferorthopädie als elastische Drähte (Nitinol) verwendet [23].

2.1.3.3 Eisenlegierungen

Eisen-Kohlenstoff-Legierungen werden als Stähle bezeichnet. Beträgt der Anteil an anderen Legierungskomponenten mehr als 5 %, nennt man sie Edelmischmetalle - in dieser Form werden sie als Drähte, Implantate oder Zubehör in der Zahnmedizin verwendet. Sie enthalten etwa 18 % Chrom, 8 – 8,5 % Nickel und 0,06 – 0,08 % Kohlenstoff.

Bei einer Temperatur über 1100 °C bilden sie homogene Eisen-Kohlenstoff-Mischkristalle (Austenit). Durch den Nickelgehalt und dem Abschrecken nach dem Schmelzen wird das Austenitgefüge auch bei Raumtemperatur erhalten. Dieses verleiht dem Stahl eine sehr gute Kaltverformbarkeit und bewirkt, dass die Härte und Zugfestigkeit mit dem Grad der Verformung zunehmen, wobei die Dehnbarkeit reduziert wird [11,23].

2.1.3.4 Titan und Titanlegierungen

Titan hat ein niedriges spezifisches Gewicht, eine hohe Festigkeit und eine gute Korrosionsbeständigkeit. Bei Raumtemperatur liegt Titan mit einer Kristallstruktur vor, welche als hexagonale α -Phase bezeichnet wird, die sich aber bei 882,5 °C in die kubisch raumzentrierte β -Phase umwandelt.

Je nachdem, welche Eigenschaften von besonderem Interesse sind, lässt sich durch Zugabe von Legierungskomponenten die α - β -Umwandlung nach oben oder unten auf der Temperaturskala verschieben. Die β -Phase kann sich auch bei Raumtemperatur stabilisieren.

Als α -stabilisierend haben sich Aluminium, Zinn, Gallium, Indium, Zirkonium, Kupfer sowie Hafnium und als β -stabilisierend Vanadium, Molybdän, Nickel, Tantal, Eisen und Chrom erwiesen. Dementsprechend teilt man Titanlegierungen in α -, β - und α - β -Legierungen ein. Der Anteil des Titan liegt um die 90 %.

Reintitan im herkömmlichen Sinne gibt es nicht, weil sich immer Begleitelemente im Kristallgitter lösen. Deshalb nennt man es unlegiertes Titan [23,27,46,48,97].

2.1.4 Aufbrennfähige Legierungen

Eine Gusslegierung, welche sich zur Herstellung eines Gerüsts für metallkeramischen Zahnersatz eignet, wird nach der DIN EN ISO 9693 des Deutschen Institutes für Normung als Aufbrennlegierung bezeichnet [13].

Im Dentalhandel werden über 200 aufbrennfähige Legierungen angeboten deren Einteilung man in zwei große Gruppen vornehmen kann [23,69,84,90,97,125].

Edelmetallhaltige Aufbrennlegierungen :

- ▶ hochgoldhaltige Legierungen
- ▶ goldreduzierte Legierungen
- ▶ Palladium-Basis-Legierungen
- ▶ Silber-Palladium-Legierungen

Edelmetallfreie Aufbrennlegierungen:

- ▶ Nickel-Chrom-Legierungen
- ▶ Kobalt-Chrom-Legierungen
- ▶ Eisen-Legierungen
- ▶ Titan-Legierungen

2.1.4.1 Anforderungen an Aufbrennlegierungen

Neben den Anforderungen, denen alle Dentallegierungen genügen müssen, wie Biokompatibilität, Anlauf- und Korrosionsbeständigkeit, gute Verarbeitbarkeit und Bearbeitbarkeit, sind an Legierungen, die für die Metallkeramik genutzt werden, noch zusätzliche Anforderungen zu stellen [11].

1. Mechanische Anforderungen

Grundsätzlich sollten diese Legierungen eine hohe Festigkeit und Härte aufweisen, um Deformationen unter Belastung und damit das Abplatzen der Keramik zu vermeiden.

Die Schmelztemperatur der Legierung muß 150 °C über der der Keramik liegen, um beim Brennvorgang zu gewährleisten, dass sich das Gerüst nicht verformt.

Die Legierung sollte lötbar sein.

Der WAK der Aufbrennlegierung ist mit dem der Keramik dergestalt abzustimmen, dass er etwas kleiner zu sein hat. Das hat zur Folge, dass die Keramik beim Abkühlprozeß geringfügig auf das Metall aufschumpft und unter einer gewissen Druckspannung steht, welche sich günstig auf die Festigkeitswerte des Systems auswirkt. Ist die Differenz dagegen zu groß, erhöht sich die Druckspannung und es entstehen nahezu parallel zum Gerüst verlaufende Sprünge, was sich in späteren Abplatzungen bemerkbar machen kann.

Wird der WAK der Legierung dagegen sehr viel niedriger gewählt, so erhöht sich die tangentielle Zugspannung und es entstehen radial nach außen verlaufende Risse [28,64,80].

2. Chemische Anforderungen

Die Legierung soll mundbeständig und korrosionsresistent sein.

Die Legierung muß Legierungskomponenten enthalten, welche Haftoxide bilden können, um den späteren Verbund mit der Keramik zu gewährleisten [29,71,72].

2.1.5 Keramik in der Zahnheilkunde

Dentalkeramische Massen bestehen im wesentlichen aus Feldspat, Quarz und etwas Kaolin. Der wichtigste Bestandteil sind Feldspäte, wobei darunter die Silikate der Kieselsäure zu verstehen sind. Sie sind in der Natur selten rein zu finden und müssen aufbereitet werden.

Grundbaustein ist ein Siliciumatom, das tetraedisch von vier Sauerstoffatomen umgeben ist. Über Ecken können sich mehrere Tetraeder verbinden und so das Kristallgitter der Silikate bilden. Dabei können ein oder mehrere Siliciumatome durch dreiwertige Aluminiumatome ersetzt werden. Der Ladungsausgleich erfolgt durch die Bindung eines einwertigen Kaliumions oder eines zweiwertigen Kalziumions [68].

Es werden drei Haupttypen unterschieden,

Kalifeldspat $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6 SiO_2$

Natronfeldspat $Na_2 \cdot Al_2O_3 \cdot 6 SiO_2$

Kalkfeldspat $CaO \cdot Al_2O_3 \cdot 6 SiO_2$,

wobei dem Kalifeldspat die größte Bedeutung zukommt.

Der Schmelzvorgang beginnt - je nach Zusammensetzung - ab etwa 1160 °C und liegt damit relativ niedrig. Dies ist neben der Eigenschaft, dass Feldspat auch noch

im Schmelzfluß eine hohe Zähigkeit besitzt, eine wichtige Voraussetzung für die vorzugsweise Verwendung für zahnkeramische Massen [20,30].

Quarz (SiO_2) bildet den zweitwichtigsten Bestandteil. Er wird in Form von Quarzsand, Quarzit oder Stückquarz als Rohstoff genutzt und schmilzt ab einer Temperatur von $1400\text{ }^\circ\text{C}$.

Die Masse erhält durch Quarz ihre Transparenz. In Abhängigkeit der zugegebenen Menge beeinflusst Quarz die Stabilität, Festigkeit, Wärmedehnung und Temperaturwechselbeständigkeit.

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2 \text{SiO}_2 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$) kommt nur noch in geringfügigen Mengen in der dentalkeramischen Herstellung vor. Seine Bedeutung wurde ihm durch die (ungenügende) Festigkeit der sich bildenden Mullitkristalle zugeschrieben, wobei die Festigkeit heute durch einen erhöhten Anteil von Feldspatglas erreicht wird.

Zur Herabsetzung der Brenntemperatur werden als Flussmittel Borsäure, Soda oder Calzit eingesetzt, zur Steigerung der Festigkeit gegebenenfalls Aluminiumoxid [23,30,68].

2.1.5.1 Anwendung von Dentalkeramik

Keramik wird heutzutage in der Zahnheilkunde als Werkstoff in der Prothetik und aufgrund seiner hervorragenden Biokompatibilität in der Chirurgie zur Wiederherstellung verlorengegangener anatomischer Strukturen verwendet [24].

2.1.5.2 Geschichte der Dentalkeramik

Bemühungen, Zahnersatz der natürlichen Zahnfarbe anzupassen gab es seit jeher. Dies gelang bis dahin aber nur, indem man ihn aus Knochen, Tierzähnen oder Elfenbein fertigte. Ab dem 18. Jahrhundert erfuhr aber das aus China stammende Porzellan auch in Europa eine immer stärkere Verbreitung und es wurden erste Versuche unternommen, diesen Werkstoff zur Herstellung von Zahnersatz zu nutzen

[18]. Die ersten Beschreibungen diesbezüglich finden sich aus dem Jahre 1774 von CHEMANT und DUCHATEAUX.

Die industrielle Fertigung begann 1834 mit ASH in England und setzte sich um die Jahrhundertwende in Deutschland mit der Gründung verschiedener Zahnfabriken (Wienand – heute Dentsply, Vita und Hutschenreuther) fort [30].

2.1.5.3 Einteilung der Dentalkeramik

Die Dentalkeramiken kann man wie die Legierungen auch unter verschiedenen Gesichtspunkten einteilen. Sie können nach nach dem Herstellungsprozeß, der chemischen Zusammensetzung oder aber nach dem Verwendungszweck eingeordnet werden. Wobei die Einteilung nach der Verwendung für den praktischen Zahnarzt sicher die größte Bedeutung hat.

Bei der Herstellung werden die Ausgangsstoffe zunächst gemischt und geschmolzen. Dabei sollte der Feldspatanteil völlig und der Quarzanteil weitgehend aufgeschmolzen werden.

Anschließend wird das entstehende Glas in Wasser abgeschreckt und es entsteht eine Glasfritte. Um eine gute Homogenisierung zu erreichen, wird dieser Vorgang mehrmals wiederholt.

Danach werden verschiedene Glasfritten vermischt, mit weiterem Feldspat, z. B. Kalifeldspat versehen und temperaturgeführt (z. B. 60 min bei 950 °C) erhitzt. Es entsteht bei diesem Vorgang wiederum ein Mineralstoff, aber mit anderer Zusammensetzung. Neben der amorphen Glasmatrix bildet sich Leuzit, welches eine Siliciumdioxideinheit weniger enthält als der Kalifeldspat.

Der Leuzitgehalt bestimmt im wesentlichen den WAK der keramischen Masse und erhöht ihre Festigkeit.

Im weiteren wird die Keramik gemahlen und gesiebt, damit man die gewünschte Korngrößenverteilung erhält. Damit wird die Packungsdichte beim späteren Schichten und die Schrumpfung beim Brennvorgang beeinflusst [63].

Die Grundproduktion von Dentalkeramiken wird nach wie vor mittels dieser Technik durchgeführt. Unterschiede gibt es aber in der Weiterverarbeitung und der Wahl der Rohstoffe.

Einige Hersteller sind dazu übergegangen keine natürlichen Feldspate zu benutzen, sondern sie durch synthetische Rohstoffe zu ersetzen, um eine bessere Reproduzierbarkeit des Endproduktes zu erhalten. Diese Keramiken werden dann als synthetische Keramiken bezeichnet. Für einige Verwendungszwecke (CAD/CAM-Systeme wie z. B. Cerec, Kopierfrässsysteme wie z. B. Celay) werden Keramikblöcke vorgefertigt, das heißt, der Sinterungsvorgang beim Brennen der Keramik hat bereits stattgefunden und das Werkstück wird nur noch durch Kaltbearbeitung fertiggestellt [37,39,53,62].

Das heutzutage breitgefächerte Spektrum der Dentalkeramiken kann man anhand der Inhaltsstoffe folgenderweise klassifizieren [68]:

1. Die Silikatkeramik

Innerhalb dieser Gruppe gibt es noch die Einteilung in die leuzitverstärkte Glaskeramik zu den Vertretern gehören Cerec 2, IPS-Empress) und die glimmerverstärkte Glaskeramik (Dicor bzw. Dicor Plus) [41].

2. Die Oxidkeramik

Dabei unterscheiden wir die einfache Oxidkeramik, wobei Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid benutzt wird (z. B. Celay, Inceram) und die Oxidkeramik, bei der die Verstärkung mit Mischoxiden, z. B. Spinellen, erreicht wird (z. B. Inceram Spinell) [99].

Keramiken werden als Aufbrennkeramik für die Verblendung von Metallgerüsten und als Vollkeramiksystem für die Herstellung von Kronen, Brücken, Inlays und die Implantatherstellung genutzt.

2.1.6 Die Aufbrennkeramik

Die Aufbrennkeramiken gehören in der Mehrzahl zu den leuzitverstärkten Silikatkeramiken. Indem der Leuzitanteil variiert, kann der WAK der Keramik, dem der Legierung angepasst werden. Der Anteil des Leuzits liegt bei ungefähr 25 % [23,73].

2.1.6.1 Anforderungen an Aufbrennkeramik

1. Mechanische Anforderungen an eine Aufbrennkeramik

Der WAK sollte geringfügig kleiner sein als der der zu verblendenden Legierung (Druckspannung). Es sollte eine höchstmögliche Festigkeit gegen Schlag, Abscherung und Biegedruck erreicht werden können. Eine geringe Schrumpfung beim Brennvorgang ist wünschenswert. Zwischen dem Metall und der Keramik muß eine sichere Verbindung erreicht werden. Beim erneuten Erhitzen (z. B. Löten der fertigen Arbeit) sollte eine Unempfindlichkeit der Keramik gegeben sein. Die Brenntemperatur liegt unterhalb 150 °C des Schmelzpunktes der Legierung.

2. Chemische Anforderungen an eine Aufbrennkeramik

Die Plastizität der Modellation soll beim Brennvorgang gegeben sein. Die Farb-, Form- und Gewebebeständigkeit ist zu gewährleisten.

2.1.6.2 Hochschmelzende Aufbrennkeramik

Die Brenntemperaturen dieser Verblendkeramiken liegen zwischen 930 °C und 980 °C. Da der Soliduspunkt der Legierung etwa 150 °C oberhalb des Brennpunktes der keramischen Masse liegen soll, können Legierungen mit einem Schmelzpunkt ab ca. 1080 °C mit diesen Massen verblendet werden.

Diese Aufbrennkeramiken entsprechen den in ihrer Zusammensetzung bis in die Mitte der 80iger Jahre benutzten leuzitverstärkten Silikatkeramiken [52].

2.1.6.3 Niedrigschmelzende Aufbrennkeramik

Durch die hohe Solidustemperatur der Aufbrennlegierungen war es notwendig, hochschmelzende Metalle, wie Platin oder Palladium, als Legierungskomponenten mitzuverwenden. Die Farbe des Metallgerüsts wurde dabei von goldgelb bis zu blassgelb, weiß-silbrig unerwünschterweise verändert.

Als nun Mitte der 80iger Jahre zusätzlich Titan als Gerüstmaterial auf den Markt kam, mussten Verblendkeramiken mit niedrigen Brenntemperaturen entwickelt werden.

Dies wurde erreicht, indem man die Erweichungstemperatur durch Zugabe von netzwerk-trennenden Stoffen herabsetzte. Durch Erhöhung des Alkaligehaltes (mittels Zugabe von Kaliumoxid, Natriumoxid und Lithiumoxid) wird dem Abfall des WAK's entgegengesteuert und es wurden Verblendkeramiken herstellbar, welche bei einer Brenntemperatur um 700 °C den nötigen hohen WAK für gängige Legierungen besitzen [52,62].

2.2 Der Metallkeramikverbund

Nachdem die Anfänge der Anwendung eines metallkeramischen Zahnersatzes schon über 200 Jahre zurücklagen, wurde in den Jahren 1963/1965 mit der vorsichtigen klinischen Einführung in Deutschland begonnen.

Es hat lange gedauert, bis es gelang, die Keramikmassen und Legierungen so aufeinander abzustimmen, dass zum einen die Festigkeit der Legierung ausreichend war, als auch die Verbindung zwischen dem Metall und der Keramik, damit es nicht bei Kaubelastungen zum Abplatzen der Keramik kam.

Erst durch viele Jahre intensiver Entwicklungsarbeit wurde es möglich, Metallkeramiksysteme herzustellen, die den Anforderungen im Munde dauerhaft gewachsen waren.

Heute sind die angebotenen Legierungen und Keramiken weitgehend problemloser in der Verarbeitung und meistens universell austauschbar [18,42,70,76].

2.2.1 Verbundmechanismen

Das Abstimmen der physikalischen Parameter der Keramik und des Metalles ist für den Verbund entscheidend [8].

Durch das Zusammenwirken von physikalischen und chemischen Kräften kommt der Verbund überhaupt erst zustande.

Er wird bestimmt durch:

1. Die mechanische Retention

Wird die Metalloberfläche durch rotierende Instrumente oder Sandstrahlen aufgeraut, kommt es zur Oberflächenvergrößerung und zur Steigerung der effektiven Kontaktfläche.

Damit wächst die Anzahl der Ankerpunkte, um welche die Keramik beim Brennvorgang fließen und anschließend erstarren kann. Dadurch wächst die Haftfestigkeit [1,23,33,42,113,124].

2. Kontraktionskräfte durch unterschiedliche Ausdehnungskoeffizienten von Metall und Keramik

Die WAK's sollten dahingehend gering differieren, dass der WAK der Keramik etwas größer als der der Legierung ist. Beim anschließenden Abkühlen nach dem Brennen schrumpft die Keramik auf das Metall auf und es kommt zur Ausbildung einer geringen Druckspannung im Verbund [23,42,92].

Die Abkühlgeschwindigkeit beeinflusst den WAK der Keramik durch Bildung unterschiedlicher Phasen (z. B. Leuzit), wobei eine geringe Abkühlgeschwindigkeit einen höheren WAK zur Folge hat [8].

3. Chemische Bindungen – Haftoxide

In modernen Legierungen werden Nichtedelmetalle als Haftoxidbildner eingesetzt, da durch verschiedene Untersuchungen nachgewiesen werden konnte, dass über sie eine chemische Bindung der Partner stattfindet [16,96,101,112,122].

Als Oxidbildner (Tracer) werden unter anderem Indium, Zinn, Eisen, Chrom, Mangan und/oder Beryllium verwendet.

Die Tracer werden in das Metallgitter gleichmäßig eingebaut, können aber bereits bei geringeren Temperaturen als die Gitteratome ihre Gitterplätze verlassen und die Energie in Bewegung umsetzen und reichern sich an der Oberfläche an. Dort werden sie oxidiert. Damit wird ihnen der Rückweg ins Metallgitter verwehrt und es kommt zur Bildung einer tracerarmen Zone an der Grenzschicht. Aus dem Legierungsinnen diffundieren weitere Ionen an die Oberfläche. An der Grenzfläche erhöht sich dadurch im Endeffekt die Konzentration um etwa den Faktor 4 (s. Abb. 2.1). Die Schichtdicke der Haftoxide ist entscheidend für die Qualität des Verbundes. Ist die Dauer und Temperatur beim Vorglühen zu hoch oder zu niedrig, wird die Haftfestigkeit entweder durch eine zu dicke oder zu dünne Schicht herabgesetzt [8,42,77,88,101].

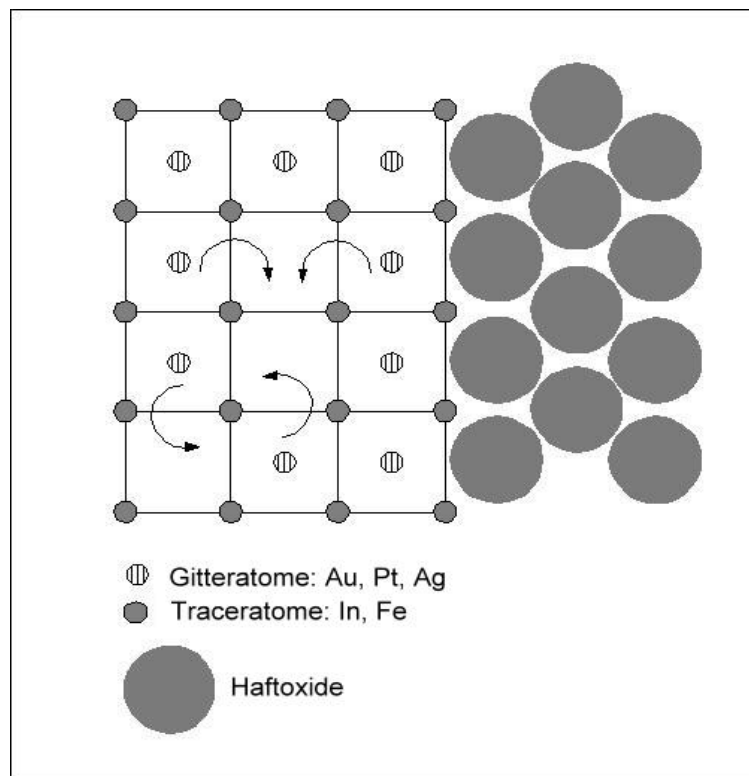


Abb. 2.1 : Ansammlung von Haftoxiden an der Grenzfläche Metall / Keramik

4. Van-der-Waals-Kräfte

Bei den Van-der-Waals-Kräften handelt es sich um zwischenmolekulare Anziehungskräfte. Diese sind z. B. als Dipolkräfte zwischen einzelnen Molekülen zu verstehen. Ihre Intensität liegt ungefähr um den Faktor 1000 unter den ionischen- oder Metallbindungskräften. Durch sie wird die Oberflächenspannung der einzelnen Stoffe bestimmt. Normalerweise verteilt sich ein „Tropfen“ Keramik nicht ohne weiteres gleichmäßig auf einer Metallfläche, weil er durch die Oberflächenspannung zusammengehalten wird. Setzt man dem Keramikpulver nun Borax, Natriumoxid oder Kaliumoxid zu, wirken diese wie Tenside, setzen die Oberflächenspannung herab und es wird eine großflächige Benetzung der rauen Metalloberfläche erreicht [8,23,42].

2.2.2 Belastungen metallkeramischer Konstruktionen im Mund

Die Belastungen denen der Metallkeramikverbund im Mund ausgesetzt wird, sind im wesentlichen durch drei Parameter bestimmt.:

1. Temperatureinfluß

Da die Temperatur im Mund nicht gleichbleibend ist, sondern durch Nahrungsaufnahme, Sprechen ect. natürlichen Schwankungen unterliegt, wird auch der Zahnersatz diesbezüglich belastet und es muß geprüft werden, inwiefern die Metallkeramik den Bedingungen standhält. Temperaturwechselbeständigkeitstests gehören daher zur Grundprüfung eines Metall-Keramik-Verbundsystems. Je spannungsärmer das System ist, desto besser werden die Temperaturwechsel toleriert [111].

2. Chemische Einflüsse

Korrosion z. B. durch Änderungen des pH-Wertes können die Verbundfestigkeit beeinflussen. Als Korrosion wird die Reaktion eines metallischen Werkstoffes mit seiner Umgebung bezeichnet, wodurch es zu einer messbaren Veränderung des Werkstoffes und zu einem Korrosionsschaden mit Beeinträchtigung der Funktion eines Bauteiles oder eines gesamten Systems kommt [97].

Die Korrosion von Legierungen im Mundmilieu, (und der sich daraus ergebende Aspekt der Biokompatibilität) steht im engen Zusammenhang mit dem pH-Wert des Speichels.

Der pH-Wert liegt im Speichel bei etwa 7, kann aber auch kurzfristig, bei der Nahrungsaufnahme oder in Spalten und Lunkern, einen Wert von 2,3 annehmen, wobei es zu Korrosionsschäden am Metall-Keramik-Verbund kommen kann. Deshalb ist es sinnvoll, die Metall-Keramik-Systeme vor der klinischen Anwendung auch diesem Belastungstest zu unterziehen.

3. Kaubelastungen im Mund

Die Kaubelastung beträgt nach KÖRBER cirka 200 N, unter extremen Bedingungen bis zu 750 N [114]. Überschreiten die im Innern dabei auftretenden Spannungen die Festigkeit der Verbundkonstruktion, löst sich entweder der gesamte Verbund oder einzelne Materialien brechen weg [78,79].

Beim Einwirken occlusaler Kräfte in der Druckzone (s. Abb. 2.2) löst sich der Verbund im allgemeinen erst, wenn die 0,2 % Dehngrenze des Metalles überschritten wird.

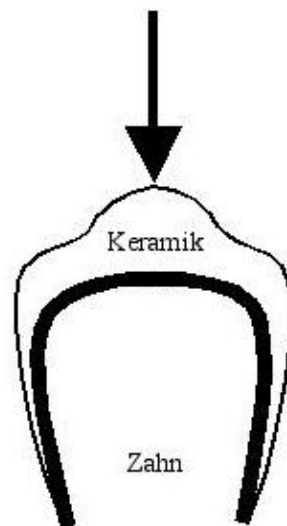


Abb. 2.2: Einwirkung occlusaler Kräfte auf den Metallkeramikverbund

Wirkt eine Kraft auf die Zugzone (occlusale Kräfte wirken auf den gingivalen Bereich, z. B. beim zementieren von paßungenauen Arbeiten), erfolgt die Auflösung des Verbundes schon beim Einwirken einer Kraft, welche nur ein Zehntel der Druckbelastung beträgt (s. Abb. 2.3).

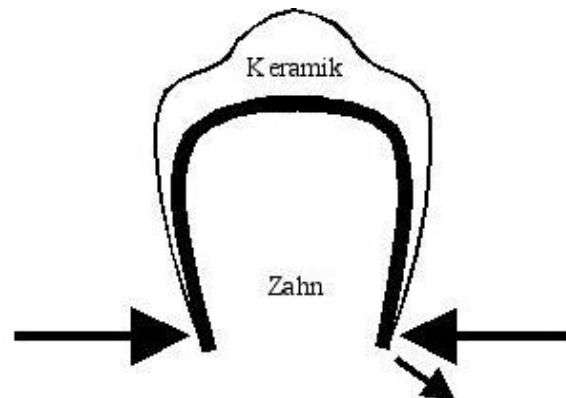


Abb. 2.3: Einwirken einer Kraft auf die gingivale Zugzone

Werden laterale Verbundwände von occlusal überlastet (s. Abb. 2.4), entsteht eine Scherbelastung, wobei die Haftung in etwa die Druckbelastungswerte toleriert. Der Verbund ist damit dieser Kraffteinwirkung gegenüber ausreichend gesichert.

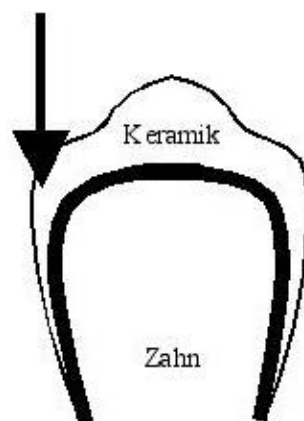


Abb. 2.4: Einwirken einer Kraft auf die lateralen Verbundwände

Wird eine passgenaue Konstruktion unter Druck zementiert, entsteht eine Ringbelastung, welche vom System mit 300 – 400 N toleriert werden sollte (s. Abb. 2.5) [36,114].

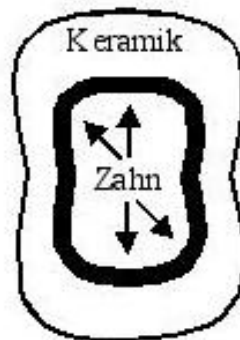


Abb. 2.5: Einwirken einer Ringbelastung

2.3 Normen

Die Festlegung von Normen dient der einheitlichen standardisierten Bewertung von Qualitätsmerkmalen bei zahnärztlichen Werkstoffen.

International ist man bestrebt die Haftfestigkeitswerte von Metallkeramiksystemen unterschiedlichster globaler Hersteller miteinander vergleichen zu können. Dieser Weg führt nur über die Anerkennung einer gemeinsamen Prüfmethode. Seit 2001 ist der Schwickerath-Test in der DIN EN ISO 9693 festgeschrieben [13].

International werden jedoch auch noch weitere Testmethoden angeraten, so dass man resümieren muß, dass die Festlegung einer unumstrittenen Methode noch aussteht.

2.3.1 Prüfverfahren

Da es trotz den Bemühungen der Vereinheitlichung einer Testmethode noch unterschiedlichste Prüfmethode gibt, soll im nachfolgenden auf einige eingegangen werden.

Die Verbundsysteme sind im Mund unterschiedlichsten Kräften ausgesetzt, was dazu führte, dass sich Versuchsanordnungen entwickelten, die bemüht waren, diesen Belastungen gerecht zu werden.

2.3.1.1 Methode nach SCHULMEYER (Druck-Scherversuch)

Als Prüfkörper werden Metallwürfel mit einer Kantenlänge von 6 mm hergestellt und mit einer Keramikschicht von 3 mm Dicke, 3 mm Länge und 6 mm Breite versehen. Dieser Keramikprüfkörper wird durch Scherung bis zum Bruch belastet (s. Abb. 2.6). Die maximale Scherspannung wird dann als Quotient aus dem Kraftwert bei der Bruchbelastung und der Haftfläche des Metallkeramikverbundes ermittelt [57].

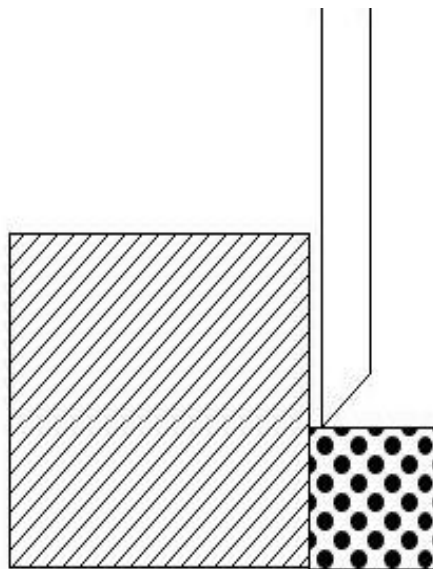


Abb. 2.6: Druck-Scherversuch nach SCHULMEYER

2.3.1.2 Methode nach VOSS (Biegedruckversuch)

Es werden keramikverblendete standardisierte Einzelkronen hergestellt, auf polierte Metallstümpfe zementiert und anschließend nach Fixierung mit einem ebenen Druckstempel im 45° Winkel zur Achse des Stumpfes belastet (s. Abb. 2.7).

Die maximale Druckbelastung bis zum Bruch wird als Versuchsergebnis gewertet [57].



Abb. 2.7: Biegedruckversuch nach VOSS

2.3.1.3 Methode nach NALLY / BERTA (Zugversuch)

Zwei Rundstäbe aus dem zu prüfendem Metall werden an der Stirnseite mit Grundmasse zusammengebrannt und auf Zugkraft beansprucht (s. Abb.2.8) [89].

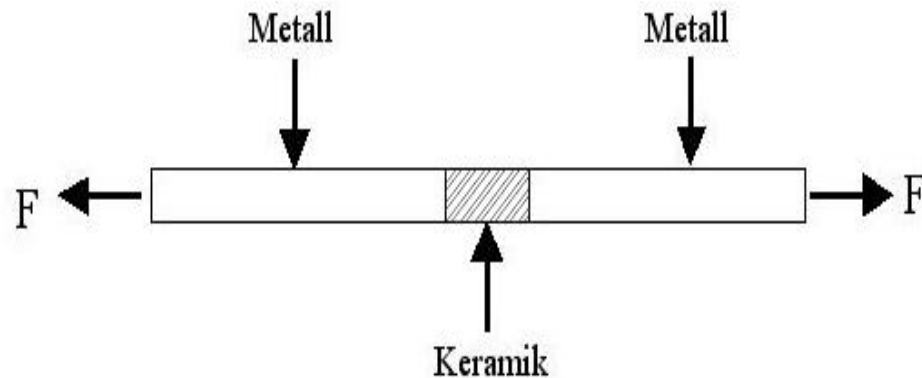


Abb. 2.8: Zugversuch nach NALLY/BERTA

2.3.1.4 Methode nach SHELL/NILSEN (Zugscherversuch)

Ein metallischer Rundstab wird mit Grund- und Dentinmasse ummantelt ohne dass die Dentinmasse mit dem Metall in Kontakt steht (s. Abb. 2. 9).

Der Stab wird in axialer Richtung aus der Versuchsanordnung herausgezogen und der Wert als Maß für die Verbundfestigkeit herangezogen [89].

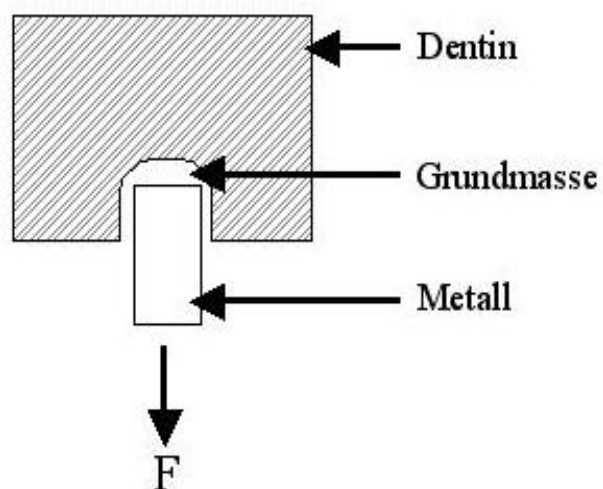


Abb. 2.9: Zugscherversuch nach SHELL/NILSEN

2.3.1.5 Drei-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH

Der metallische Prüfkörper von der Größe $0,5 \text{ mm} \cdot 3 \text{ mm} \cdot 25 \text{ mm}$ wird mittig mit einer $8 \text{ mm} \cdot 3 \text{ mm}$ abmessenden Keramikschicht versehen.

Das Plättchen wird bei einer Auflagenweite von 20 mm in der Prüfmaschine mit der Keramikseite nach unten fixiert und mit einem Stempel (Radius 1 mm) von oben belastet (s. Abb.2.10) [51]. Diese Prüfung ist in die DIN EN ISO 9693 (2001) aufgenommen worden [13].

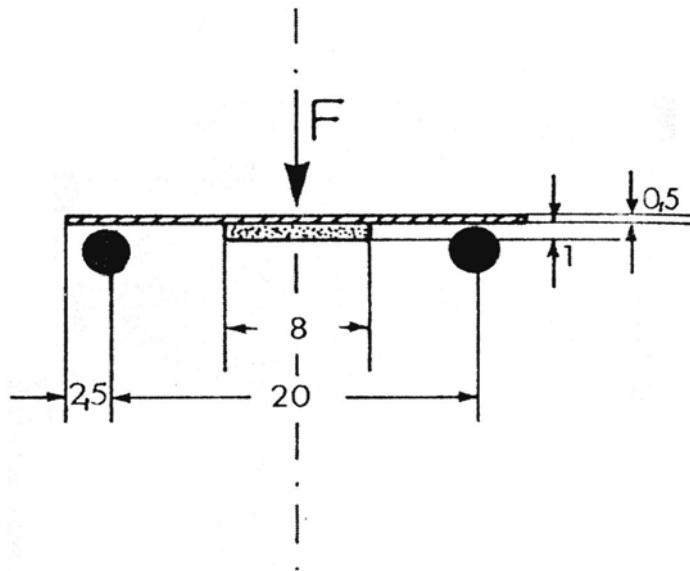


Abb. 2.10: Drei-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH

Löst sich der Metallkeramikverbund randseitig, wird dieser Wert als Vergleichszahl herangezogen.

Da dabei nicht erkennbar ist, ob die ermittelte Biegekraft auf die Qualität der Haftung, die Größe des Elastizitätsmoduls der Legierung oder auf geometrische Ungenauigkeiten des Prüfkörpers zurückzuführen ist, wird mit einem physikalischen Modell der Zusammenhang hergestellt [51].

Bei der Durchbiegung des Probenkörpers wird nur ein Teil (ΔF) der Kraft F_{vmk} für die Biegung der anhaftenden Keramik verwendet. Der andere Teil F_m wird benötigt, um die Durchbiegung des reinen Metalles zu erwirken.

$$F_{vmk} = F_m + \Delta F$$

Das Metall setzt der Durchbiegung einen Widerstand entgegen, welcher in der Bezeichnung Biegesteifigkeit B_{st} seinen Ausdruck findet.

Die Biegesteifigkeit wird durch das Elastizitätsmodul E der Legierung und dem Flächenträgheitsmoment I des Prüfkörpers bestimmt.

$$B_{st} = E \cdot I$$

Für den definierten Probenkörper gilt weiterhin

$$I = \frac{d^3 \cdot b}{12}$$

Weil die Dicke des Probenkörpers in den Wert mit der dritten Potenz einfließt, macht sie sich im Gegensatz zu einer ungenau berücksichtigten Breite deutlich als großer Fehler bemerkbar.

Deshalb ist es notwendig, die weitere Berechnung mit der tatsächlichen und nicht nur mit der angestrebten Dicke des Metallplättchens vorzunehmen, um einen realen Vergleich der Werte zu ermöglichen [36,51].

Der Ablösevorgang der Keramik setzt ein, wenn die Biegekraft F_{vmk} die Randspannung σ am Metall-Keramik-Übergang überschritten hat. Die Randspannung σ setzt sich aus einer Normalkomponente σ_n und einer Tangentialkomponente σ_t zusammen.

Die Tangentialspannung σ_t kann sich (nach experimentellen und theoretischen Untersuchungen) nicht zu einer bruchrelevanten Größe aufbauen und wird deshalb im Folgenden nicht diskutiert, sondern nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

Die Normalspannung σ_n tritt auf, wenn der Keramikprüfkörper an einer Randseite vom Metall abgezogen wird. Die nötige Kraft pro Millimeter Randlänge wird als Randspannung festgelegt.

Die Keramik setzt der Durchbiegung I_k einen Widerstand entgegen. Bei der kritischen Belastung wird eine Durchbiegung I_{kc} erreicht.

Nach dem Ablösen ist das Keramikplättchen wieder gerade. Die für eine Durchbiegung I_{kc} der isolierten Keramikplättchen notwendige Kraft lässt sich aus

$$F_n = E_k \frac{4d_k^3 \cdot b_k \cdot I_{kc}}{L_k^3}$$

berechnen. An jedem Rand ist die Hälfte dieser Kraft wirksam, so dass in dieser Arbeit als Normalkomponente σ_n der Randspannung

$$\sigma_n = \frac{F_n}{2b}$$

definiert wird.

Für die Bestimmung von σ_n muß die Biegesteifigkeit B_s des Verbundsystems bekannt sein, damit die Durchbiegung I_{kc} berechnet werden kann. Die Biegesteifigkeit B_{st} des isolierten Metallplättchens und des isolierten Keramikplättchens lassen sich aus dem Integral

$$B_{st} = \int_{-d/2}^{+d/2} b \cdot E \cdot z^2 \cdot dz$$

berechnen, wobei der Modul E_m bzw. E_k , die Dicke d_m bzw. d_k und die Breite b_m bzw. b_k für das entsprechende Material eingesetzt werden müssen.

Für diese Berechnung gilt die Annahme, dass die neutrale Faser in jedem Anteil mitten durch das Material verläuft.

Durch die anhaftende Keramik wird das Biegeverhalten des Metallplättchens verändert, weil im Verbundbereich eine Versteifung auftritt. Bei einem absolut festem Verbund verläuft beispielsweise die neutrale Faser 0,2 mm von der Verbundzone entfernt durch die Keramik. Das Verbundsystem (z. B. Degudent U/ Vita VMK 88) bekommt hierdurch eine Biegesteifigkeit von mehr als dem dreifachen der Summe der Biegesteifigkeiten beider isolierter Anteile.

Diese enorm vergrößerte Biegesteifigkeit kann das Verbundsystem bei großer Biegebeanspruchung nur dann aufrecht erhalten, wenn die Verbundzone eine vergleichbare Festigkeit wie die Keramik bzw. das Metall selbst aufweist. Bei Metall-Keramik-Verbundsystemen ist dies nicht der Fall. Das gilt nur für das unbelastete oder leicht belastete Verbundsystem. Mit zunehmender Biegebeanspruchung wirkt die Verbundzone wie eine Gleitschicht. Hierdurch verringert sich die Biegesteifigkeit des Systems, wobei sich die neutrale Faser verlagert. Das Problem ist es, die von der Biegebeanspruchung abhängige Größe der Biegesteifigkeit des Verbundsystems sowie die Lage der neutralen Faser im Verbundsystem zu ermitteln, weil erst dann I_{kc} zur Berechnung von σ_n bestimmt werden kann.

Aus der Biegetheorie lässt sich für die Krümmung

$$z'' = \frac{\delta^2 z}{\delta x^2}$$

des Prüfkörpers folgender Ansatz herleiten :

$$z'' = \frac{F \cdot (X_m - x)}{2B_s} \quad \text{für } 0 \leq x \leq X_k$$

und

$$z'' = \frac{P \cdot (X_m - x)}{2B_m} \quad \text{für } X_k \leq x \leq X_m$$

Hierbei bedeuten P = Biegekraft

B_s bzw. B_m = Biegesteifigkeit des Metall-Keramik-Systems

$L_k = 2X_k$ bzw. $L_m = 2X_m$ Länge des Keramik- bzw. Metallanteils

Durch zweimalige Integration über x mit stetiger Anpassung bei X_k ergibt sich die Durchbiegung $z(x)$ zu :

$$z(x) = \frac{P}{2B_s} (X_m \cdot x^2 / 2 - x^3 / 6) \quad \text{für } 0 \leq x \leq X_k$$

und

$$z(x) = \frac{P}{2B_m} (X_m \cdot x^2 / 2 - x^3 / 6) + \frac{P}{2}$$

$$(1/B_s - 1/B_m) \cdot (X_m X_k - X_k^2 / 2) x + C$$

$$\text{mit } C = -\frac{P}{2B_m} (X_m X_k^2 / 2 - X_k^3 / 6) + \frac{P}{2}$$

$$(1/B_s - 1/B_m) (X_m X_k - X_k^2 / 2) X_k \quad \text{für } X_k \leq x \leq X_m$$

Mit dieser Lösung konnte ein theoretisches Kraft-Wege-Diagramm (s. Abb. 2.11) aufgestellt werden. Das Diagramm zeigt die Gegenüberstellung eines experimentellen und von drei theoretisch berechneten Kraft-Wege-Diagrammen. Alle Kurven zeigen einen steil ansteigenden Verlauf solange das Verbundsystem intakt ist. Bei einer maximalen Biegebelastung wird eine Durchbiegung erreicht, bei der es zur Ablösung des Keramikplättchens kommt. Die theoretischen Kurven sinken danach sofort auf die Biegekurve des freien Metallplättchens ab, während die

experimentelle, durch anhaftenden Keramikreste behindert, erst später diesen Kurvenverlauf erreicht.

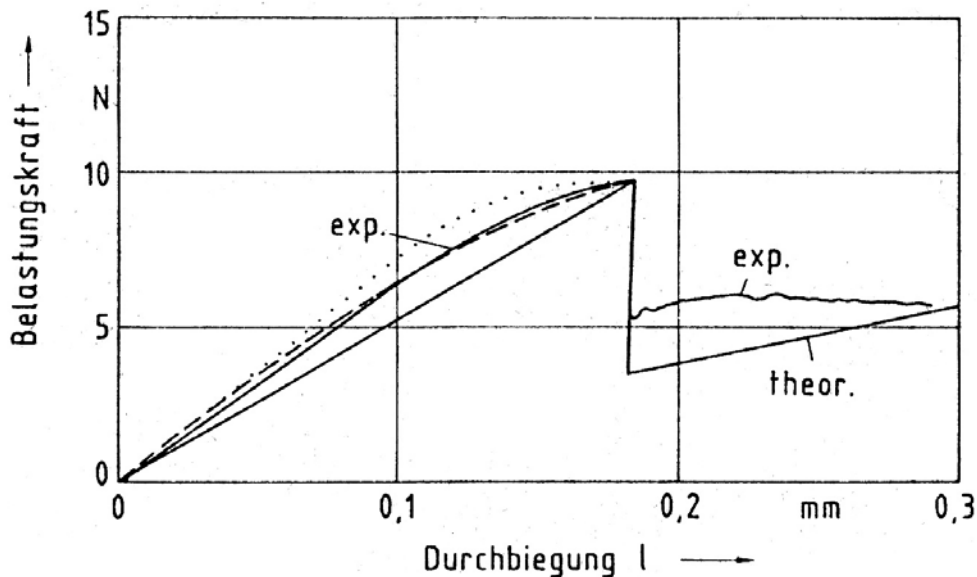


Abb. 2.11: Theoretisches Kraft-Wege-Diagramm in Gegenüberstellung mit experimentell ermittelter Kurve [39]

Das wichtige Ergebnis dieser Untersuchung liegt darin, dass bei der maximalen Bruchbelastung alle Kurven die gleiche Durchbiegung erreichen. Aus der Übereinstimmung von Theorie und Experiment an dieser Stelle ist zu entnehmen, dass das Verbundsystem bei dieser Belastung eine Biegesteifigkeit erreicht, die nur noch der Summe der isolierten Biegeelemente Metall und Keramik entspricht, also $B_s = B_m + B_k$. Das ist nur dann möglich, wenn die auftretenden Tangentialspannungen fast vollständig abgebaut werden.

Aus den Modellrechnungen lässt sich für jedes Verbundsystem die Durchbiegung l_{kc} im Punkte X_k berechnen. Mit der angegebenen Formel (s. Anfang) ergeben sich die Normalspannungen σ_n für die Prüfkörper aus den verschiedenen Legierungen. Die Untersuchungsergebnisse zeigen, dass eine echte Begrenzung der Belastbarkeit nur durch die Normalkomponente σ_n der Randspannung auftritt.

Es ist demnach möglich, mit dieser Testmethode unterschiedliche Metall-Keramik-Systeme miteinander anhand ihrer Messwerte zu vergleichen, da die eigenen Elastizitätsmodule der jeweiligen Legierungen berücksichtigt werden können [51,89,94].

Die Auswertung der Versuchsergebnisse erfolgt über die Ermittlung des Koeffizienten k in Abhängigkeit von der Dicke des Metallplättchens und des Elastizitätsmoduls der Legierung (s. Abb. 2.12).

$$\tau = k \cdot F$$

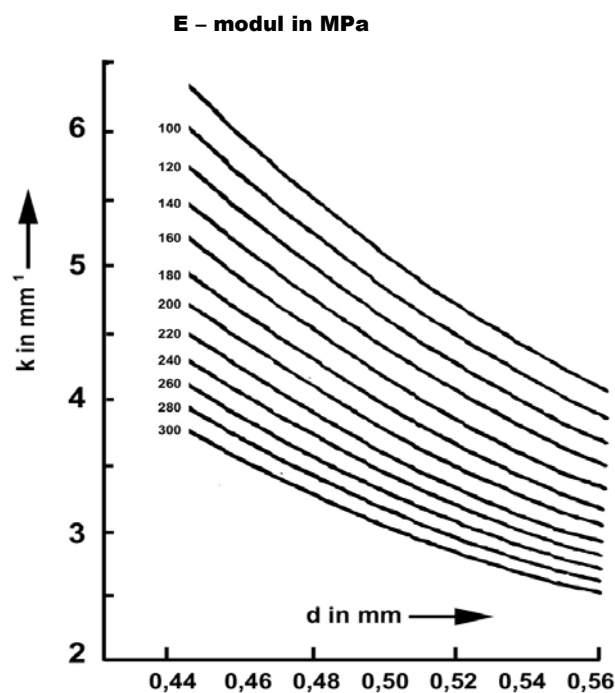


Abb. 2.12: Diagramm zur Ermittlung des Koeffizienten k [13]

2.4 Klinische Untersuchungen zu Metall-Keramik-Systemen

Klinische Langzeitstudien zu metallkeramischen Zahnersatz finden ihre Ansätze zum einen in der Dauerfestigkeit der prothetischen Arbeiten und zu klinischen Para-

metern, wie Kariesentstehung, Auswirkungen auf das marginale Parodont und mögliche allergische Reaktionen auf Legierungsbestandteile. Für diese Arbeit ist im wesentlichen die Dauerfestigkeit des Metall-Keramik-Verbundes interessant [91].

Nach einer Langzeitstudie von WEBER [116] an zwei NEM-Legierungen (Nickel-Chrom) für die Metallkeramik, traten innerhalb eines vierjährigen Nachuntersuchungszeitraumes metallkeramische Fehler, in einem Fall von 1,9 % und im anderen von 10,9 %, auf.

Andere Autoren [59] geben den Prozentsatz der abgeplatzten Keramik mit Werten zwischen 0,001 % und 2,2 % an. Nach KERSCHBAUM (2,2 %) sind die sehr niedrigen Werte von < 1 % darauf zurückzuführen, dass bei diesen Studien kein nachweisbarer repräsentativer Querschnitt ermittelt wurde, sondern lediglich die Patienten erfasst wurden, welche mit ästhetischen und/oder funktionellen Beanstandungen selbstständig beim Behandler vorstellig wurden. Aus Erfahrung weiß man, dass damit nicht alle Fälle erfasst wurden und in die Studien mit einfließen konnten.

In einer Langzeitstudie von TROESTER wurden Untersuchungen an 262 Zahnersatzeinheiten durchgeführt und an 9 von ihnen konnten Fehler an der Metallkeramik festgestellt werden. Dies entspricht einer Versagensquote von 3,4 % [106].

Von SIEPER gibt es Ergebnisse, die auf einer Langzeitvergleichsstudie beruhen, welche mit NEM- und EM-Legierungen durchgeführt wurde. Bei den NEM-Legierungen gab es Keramikabplatzungen in 2,7 % der Fälle, bei den EM-Legierungen wurden sie bei 1,7 % festgestellt [98].

Nach KARLSSON [59] liegt die Versagensquote von EM-Legierungen bei 4,2 %, nach FANKHAUSER bei 9 % [25].

Bei der Bewertung dieser Ergebnisse wird deutlich, dass die Haltbarkeit und Dauerfestigkeit von metallkeramischen Zahnersatz nicht nur abhängig ist von der Abstimmung wichtiger Parameter der Legierung und der Keramik aufeinander, sondern auch von der Verarbeitung durch den Zahntechniker. Zum einen lassen neue oder ungewohnte Materialien die Versagensquote steigen [116], zum anderen ist auch bei steter Anwendung bekannter Verbundsysteme vor Verarbeitungsfehlern aus der Routine heraus zu warnen [58].

Fehler in der Verarbeitung werden besonders in der Verschmutzung der Metalloberfläche vor dem Auftragen der Keramik und in der Ausbildung einer zu starken Oxidschicht gesehen [116].

Anhand der Abb. 2.4.1 lässt sich ersehen, dass sowohl bei der Verwendung von EM- als auch NEM-Legierungen eine deutliche Bandbreite in den Ergebnissen vorliegen, die es schwer machen, Rückschlüsse auf die Bevorzugung des einen oder anderen Legierungstypen zu ziehen.

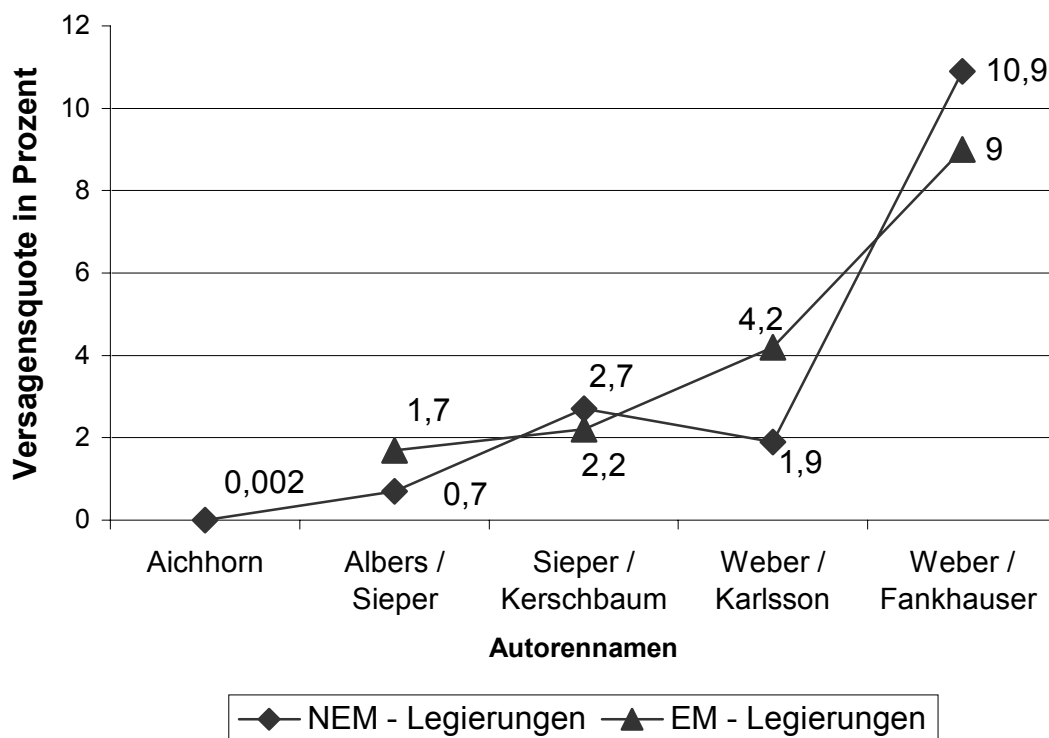


Abb. 2.4.1: Versagensquoten von Metallkeramiksystemen auf der Basis von NEM- und EM-Legierungen (unterschiedliche Autorenangaben). Nicht berücksichtigt werden die unterschiedlichen Beobachtungszeiträume.