

## 2            **SCHRIFTTUM**

### 2.1          **Material**

#### 2.1.1       **Keramik**

Dentalkeramik wird im internationalen Sprachgebrauch häufig mit *porcelain* bezeichnet. Das kann bei der Übersetzung ins deutsche zu Verwirrungen führen. Denn Porzellan und Keramik unterscheiden sich grundsätzlich in ihrer Zusammensetzung [70, 99, 123]. Verblendkeramiken werden anhand ihres auf das Gerüst abgestimmten Wärmeausdehnungskoeffizienten sowie in der Zusammensetzung und damit auch in ihrer Festigkeit eingeteilt. Es ergeben sich vielfältige Indikationsbreiten. Mit Metall-Keramik-Systemen lassen sich nahezu alle prothetischen Indikationen abdecken [65].

Die konventionelle Keramik wird auch als Leucitkeramik bezeichnet. Sie enthält in den Hauptbestandteilen 70 - 80 % Feldspat und 10 - 20 % Quarz. Dazu kommen andere Zusätze wie Metalloxide als Farbstoffe, Aluminiumoxid zur Festigkeitssteigerung, Bindemittel wie Stärke oder Dextrin und zusätzliche Haftoxide.

Der Feldspat, insbesondere Kalifeldspat dient als Flussmittel und verbessert die Transparenz [99]. Feldspat bildet innerhalb der Keramik die Matrix, Leucit hingegen die Kristallphase [58].

Leucit, ein Zerfallsprodukt des Kalifeldspates, entsteht bei 1170 °C. Es sorgt für die Standfestigkeit des Grünlings beim Sintern, denn es hat einen eigenen Schmelzpunkt von 1540 °C. Leucit hebt den Wärmeausdehnungskoeffizienten an. In der Keramik erzeugt Leucit Druckspannungen und erhöht damit auch die Festigkeit der Keramik. Solche Keramiken werden als leucitverstärkt bezeichnet.

Die Kristallisation, das heißt die Leucitbildung wird durch langsame Abkühlung, durch niedrige Brenntemperaturen oder mehrmaliges Brennen begünstigt [85]. Konventionelle Keramiken haben WAK-Werte von bis ca.  $15,5 \cdot 10^{-6} \cdot \text{K}^{-1}$  [58, 123].

Neben den Keramiken für die konventionelle Verblendtechnik gibt es LFC - Keramiken („Low Fusing Ceramics“) für die edelmetallhaltigen Legierungen mit erniedrigtem Schmelzpunkt [34, 59, 73, 123]. Für Titan stehen besondere Keramiken mit angepassten Wärmeausdehnungskoeffizienten zur Verfügung [59]. Für die Gerüstwerkstoffe Aluminium- und Zirkoniumoxid werden von den Herstellern spezielle Verblendkeramiken angeboten.

### 2.1.2 Metall

Edelmetalllegierungen werden eingeteilt in Goldbasis-, Palladiumbasis und Silberbasislegierungen. Mit der **Galvanotechnik** werden Kronenkäppchen mit 99,8 % reinem Goldanteil produziert. Auf das Modell wird Silberleitlack aufgetragen. In einem sulfidischen Elektrolyten scheidet sich an der Kathode nun das Feingold ab. Diese Technik eignet sich insbesondere für Inlays, Onlays und Kronen. Die Anwendung ist jedoch praktisch auf die Einzelkronenversorgung beschränkt [65]. Die Härte direkt nach der Abscheidung ist gut, sie liegt zwischen HV 130 - 150. Nach thermischer Behandlung wie dem Aufbrennen von Keramik sinkt diese Härte auf HV 20 – 25 [69, 115].

Nichtedelmetalllegierungen können eingeteilt werden in Kobaltbasislegierungen, Nickelbasislegierungen und Eisenbasislegierungen. Der Hauptbestandteil ist namensgebend. Das Element mit dem höchsten Masseanteil bildet die Legierungsbasis. Selbst Legierungen mit geringen Gold- oder Platinzusätzen gehören solange zu den edelmetallfreien Legierungen wie der Kobaltgehalt den der Edelmetalle übersteigt [10, 122].

Die **klassischen Kobalt-Chrom-Legierungen** haben ihren Einsatz in der Modellgusstechnik. Sie haben einen vergleichsweise hohen E-Modul von etwa 200 GPa. Das ist ein Maß für die Kraft, die aufgebracht werden muss, um ein Gerüst elastisch zu verbiegen.

Durch Modifizierung der Modellgusslegierungen in Bezug auf verminderte Härte und einen der Keramik entsprechenden Wärmeausdehnungskoeffizienten wurden die **aufbrennfähigen Kobalt-Chrom-Legierungen** entwickelt [35].

### 2.1.3 Metall-Keramik-Verbund

Der Metall-Keramik-Verbund der zahnärztlichen Restauration ist neben der Biokompatibilität oder einem ästhetisch-natürlichem Erscheinungsbild bedeutend für deren langfristig klinischen Erfolg [37]. Die wichtigste Voraussetzung für eine hohe Verbundfestigkeit zwischen Metall und Keramik ist die Kompatibilität zwischen diesen beiden Partnern [28, 96].

Ein homogener Verbund verbessert nicht nur die Festigkeit der Gerüstkonstruktion, sondern reduziert auch die Bruchanfälligkeit der Verblendkeramik [129].

### 2.1.3.1 Kräfte für den Verbund

Ein optimaler Haftverbund zwischen Gerüst- und Verblendmaterial wird durch das Zusammenwirken verschiedenartiger Kräfte bewirkt. Die Kräfte müssen in der richtigen Größenordnung und Richtung aufeinander abgestimmt sein. Am Verbund sind neben mechanischen (adhäsiven, kohäsiven, retentiven) auch chemische Kräfte beteiligt.

Der größte Anteil an der Verbindung Metall-Keramik wird den **chemischen Kräften** zugeschrieben. Die chemische Bindung wird auch als primäre Verbindung bezeichnet. Durch Haftoxide auf der Oberfläche der Legierung, die sich über Sauerstoffbrücken mit Siliziumatomen der Keramik verbinden, entsteht eine Grenzschicht mit wechselseitiger Diffusion der Elemente.

Diese Grenzschicht enthält laut EICHNER eine Diffusionszone von 2  $\mu\text{m}$  bei Kobalt-Chrom-Legierungen als Haftoxid [35]. Als Haftoxide werden keramischen Massen und den Legierungen Zinn, Indium, Eisen oder Chrom zugesetzt [81]. Bei den nichtedelmetallhaltigen Aufbrennlegierungen sind Haftoxide schon enthalten. JOHNSON beschreibt nach eigenen Untersuchungen Oxidschichten von 1 - 2 nm [56]. Als Grundvoraussetzung für den sicheren Haftverbund werden in vielen Abhandlungen die angepassten **Wärmeausdehnungskoeffizienten** zwischen Gerüst- und Verblendmaterial angeführt [9, 23, 30, 37, 44, 129, 130].

Die Keramik sollte immer einen geringfügig kleineren Ausdehnungskoeffizienten als die Legierung besitzen. Nur so kann die Keramik bei Abkühlung nach dem Brand unter Druckspannung geraten. Zugspannungen veranlassen Risse und Sprünge in der Keramik. TAUBER empfiehlt eine WAK-Differenz von 1  $\mu\text{m}/\text{K}$ , das entspricht bei klassischen Feldspatkeramiken ca. 5 - 10 % Unterschied [61, 128]. Auch für LEI liegt die optimale WAK-Differenz bei ungefähr 0,7  $\mu\text{m}/\text{K}$  [76]. Je größer der Wärmeausdehnungskoeffizient ist, desto stärker ist der Effekt der Schrumpfung [9].

Zu große Differenzen zwischen den Wärmeausdehnungskoeffizienten können allerdings ebenso zu Absprengungen der Verblendmasse führen [130].

Als weitere Einflussgröße auf den Metall-Keramik-Verbund wirken die **Kontraktionskräfte** innerhalb der Keramik, die durch das so genannte „Aufschrumpfen“ des Verblendmaterials beim keramischen Brand entstehen. Es muss mit einer Volumenverringerng der keramischen Massen je nach Material und Verarbeitung zwischen 20 – 25 % gerechnet werden.

Einen großen Einfluss nimmt demzufolge auch die Geometrie des Gerüsts und die Schichtdicke der Verblendung ein [123]. Durch die Kontraktionskräfte können gewünschte und unerwünschte Spannungen entstehen.

Die Verbindung Keramik-Metall wird zusätzlich durch **Retention** unterstützt. Nach der Bearbeitung der metallischen Oberfläche wird ein pastenartiger Opaker aufgetragen. Die gesamte zur Verfügung stehende Oberfläche soll so benetzt werden und Mikroretentionen können in den Verbund eingebunden werden.

Zuletzt sollten noch die **Van-der-Waalsschen Kräfte** genannt werden. Das sind zwischenmolekulare Anziehungskräfte wie beispielsweise die Dipolkräfte zwischen den einzelnen Atomen oder Molekülen. Sie sind für die Oberflächenspannung verantwortlich und damit an der Benetzungsfähigkeit und Adhäsion der Oberfläche beteiligt. Die Van-der-Waalsschen Kräfte werden daher auch als sekundäre Bindung bezeichnet [85].

### 2.1.3.2 Bedeutung der Kräfte für den Verbund

Die Van-der-Waalsschen Kräfte sind von sich aus die geringsten [80, 85, 130]. Sie bilden aber die Grundlage bei der Verarbeitung, so dass sich das Metallgerüst erst einmal mit der keramischen Masse verbinden lässt. Eine gute Benetzbarkeit ist eine grundlegende Voraussetzung für den Verbund der Keramik mit dem Metall [130].

Die mechanischen Kräfte sind vielfältig und unterstützen den Verbund ihrerseits durch die mikromechanische Verbindung der keramischen Masse mit dem angerauten Metallgerüst. Diese Verzahnungen werden dann als Mikroretentionen bezeichnet. Derartige Verankerungen vergrößern zusätzlich die Oberfläche der Legierung [70, 148]. Das Zusammenspiel zwischen der Kontraktion der Keramik beim Brand und das Zusammenwirken der beiden Wärmeausdehnungskoeffizienten bewirkt eine Verbindung der Verblendschicht mit dem metallischen Grundgerüst [9, 143]. Wenn Metall und Keramik aufeinander abgestimmt sind, können diese Restspannungen für den Metall-Keramik-Verbund von Vorteil sein [147].

Innerhalb der Oxidschicht verbinden sich Silizium- und Metalloxide der Keramik mit den Haftoxiden des Metalls chemisch. Sie bilden die so genannten Mischoxide über Sauerstoffbrücken. In dieser Grenzschicht wirken nun adhäsive neben retentiven Kräften. Der chemischen Verbindung wird daher große Wichtigkeit zugemessen [69, 80].

## **2.1.4 Einfluss der Verarbeitung**

Mit der Verarbeitung von Metall und Keramik übernimmt der Techniker neben den Produzenten der Materialien und dem Zahnarzt eine große Verantwortung für das langjährige Gelingen der Metall-Keramik-Restauration.

Neben geprüften Materialkombinationen der Hersteller und einer optimalen Präparation durch den Zahnarzt muss jeglicher Verarbeitungsfehler, der sich negativ auf den Haftverbund auswirken kann, durch den Zahntechniker im Labor ausgeschlossen werden.

### **2.1.4.1 Gerüsterstellung**

Spannungen, die vom Gerüst ausgehen, entstehen vorrangig durch die beim Gießen entstehenden Eigenspannungen. Die größten Veränderungen am Gerüst finden noch vor dem Aufbrennen der Keramik statt: während des Abkühlungsvorgangs der Schmelze von der flüssigen zur festen Phase können Spannungen durch die Schwindungskontraktion des Metalls verursacht werden [148].

Zur Gerüsterstellung sollte das verarbeitende Dentallabor die Warmfestigkeit der Legierung im Auge behalten, denn in Kombination mit der ausgewählten Keramik dürfen keine Verzüge am Metallgerüst bei den keramischen Bränden auftreten. Daher sollten die Brenntemperaturen der Keramik möglichst weit, mindestens jedoch 150 °C vom Soliduspunkt der Legierung entfernt liegen [58, 120]. Bei den Nichtedelmetalllegierungen ist dieser Abstand gewährleistet.

Bei der Gerüsterstellung ist auf eine gleichmäßige Stärke des Metallgerüsts zwischen 0,3 und 0,5 mm zu achten. Wobei die ausgewählte Legierung einen entscheidenden Einfluss hat. Der erhöhte E-Modul der Nichtedelmetalllegierungen von ca. 200 GPa erlaubt eine grazile Gestaltung der Gerüste, ohne deren mechanische Stabilität zu gefährden. WULFES macht darauf aufmerksam, dass dadurch die Gefahr einer unregelmäßigen Keramikschichtstärke besteht. Der Techniker gleicht die geringe metallische Wandstärke mit keramischer Masse aus und erzeugt so ungleichmäßige Schichtstärken der Keramik, die Spätsprünge auslösen können [27, 146].

Die Wandstärke von Kobalt-Chrom-Legierungen soll nach Bearbeitung bei 0,3 mm liegen. Durch Ausarbeitung des Gerüsts gehen bis zu 0,1 mm Material verloren, das in die Wachsmodellation mit einbezogen werden sollte. Im Hinblick auf die Verblendung muss auf ausreichenden Platz zum Antagonisten geachtet werden. Die Keramik

erfordert in jedem Fall eine gleichmäßige Schichtstärke von 0,8 bis 2,0 mm. Sonst folgen unkontrollierbare Schrumpfungen, die zu gefährlichen Spannungen innerhalb der Keramik führen können [9, 129].

Beim Schmelzen und Vergießen der Legierung nimmt der Techniker Einfluss auf die Oxidbildung und somit indirekt auch Einfluss auf den optimalen Metall-Keramik-Verbund.

Eine Überhitzung der Schmelze durch eine zu hohe Gießtemperatur oder den verpassten Gießzeitpunkt fördert die übermäßige Oxidation der Schmelze. An der Oberfläche des Gussobjektes reichern sich Oxide, zum Beispiel Chromoxid, an. Die so wichtige Haftoxidschicht wird ungleichmäßig, zu dick und damit mechanisch instabil. Oxide sind spröde. Dann besteht das Risiko, dass es zu Brüchen innerhalb der Schicht kommt [20, 143, 144]. Die Legierung neigt zu vermehrter Korrosion.

Im Inneren der Legierung verändert sich die Zusammensetzung, was zu veränderten mechanischen Eigenschaften führen kann. Bei der Verarbeitung von NEM-Legierungen sollte daher auch kein Altmetall wieder vergossen werden [35].

Auf einen separaten Oxidationsbrand kann in der Regel bei Nichteidelmetalllegierungen verzichtet werden. Denn schon beim Guss haben die enthaltenen unedlen Bestandteile, wie zum Beispiel das Chrom eine Passivierungsschicht an der Oberfläche gebildet. Ein zusätzlicher Oxidationsbrand zeigt zwar Unregelmäßigkeiten der Oberfläche durch Verfärbung an, er erhöht aber auch die Gefahr einer zu dicken Oxidschicht mit verminderten Haftfestigkeitswerten [68].

Bei In-vitro-Tests von SMITH zeigen Metall-Keramik-Kronen mit verlängerter Oxidationszeit und dickerer Oxidschicht früheres Versagen [117].

In Untersuchungen von HEGEDUS hat die Brandführung (Zeit und Temperatur) des Oxidbrandes einen großen Einfluss auf den Metall-Keramik-Verbund. Die Chromoxidschicht scheint als Diffusionsbarriere zwischen Metall und Keramik zu wirken [48].

Nach HSU gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen der Entfernung der Oxidschicht und deren Verbleib vor der Verblendung bei den Haftfestigkeitswerten [53]. Eine starke Oxidschicht bringt neben der Gefahr des gestörten Haftverbundes auch den Nachteil für den Techniker, dass dieser einen erhöhten Aufwand beim Ausarbeiten des Gerüsts hat. Das macht sich besonders bei den Nichteidelmetalllegierungen, die eine hohe Härte aufweisen, bemerkbar. Der hohe Zeitverlust und Werkzeugverschleiß sind wirtschaftliche Nachteile [103].

Beim Ausarbeiten sollen Unebenheiten oder Fremdpartikel von der Verblendfläche entfernt werden. Empfohlen werden Hartmetallfräser, Rosenbohrer und keramisch gebundene Schleifkörper aus Aluminiumoxid, außerdem ist eine gleichmäßige Schleifrichtung einzuhalten [69, 70]. Siliziumkarbidschleifer sollen nicht angewendet werden. Karbidrückstände könnten in der Keramik beim Brand vergasen [75, 148]. Das richtige Arbeiten soll Unterschnitte und Einschlüsse, die zu Blasenbildung während des keramischen Brandes führen können, vermeiden helfen. HOFSTEDDE konnte jedoch nicht nachweisen, dass die Richtung des Ausarbeitens einen Einfluss auf die Verbundfestigkeitswerte hatte [52].

Um die Oxidschicht möglichst gleichmäßig zu gestalten, empfiehlt der Legierungshersteller in der Regel das Abstrahlen des Gerüsts mit Aluminiumoxid. Hier müssen Druck, Strahlwinkel und Korngröße des Strahlmittels beachtet werden.

Eine Wiederverwendung des Strahlgutes muss ausgeschlossen werden, damit eine ausreichende Oberflächenkonditionierung und keine Kontamination der Legierungsoberfläche mit Fremdpartikeln stattfindet [123]. Die so genannten Umlaufstrahler eignen sich daher nicht für Verblendarbeiten, sondern sollen ihren Einsatz in der Modellgusstechnik haben oder für die erste Grobreinigung nach dem Guss dienen.

In einer Untersuchung von JOHNSON wurde nachgewiesen, dass Reste des Strahlgutes in der Legierungsoberfläche verbleiben [56]. Daher sollte auch ein flacher Strahlwinkel eingehalten werden, um möglichst wenig Impaktionen zu hinterlassen [9].

Das Abstrahlen dient zudem der Schaffung von Mikroretentionen, die den mechanischen Verbund zwischen Metall und Keramik unterstützen [85].

Experimente zum Vergleich polierter Oberflächen mit abgestrahlten Verblendflächen zeigen, dass der Prozess des Abstrahlens essentiell für einen optimalen Haftverbund ist [52, 56].

Nach dem Abstrahlen ist jegliche Kontamination, wie etwa mit Schmutz- oder Fettpartikeln von den Händen des Technikers, durch ölhaltige Pressluft oder durch längere Zwischenlagerung des Gerüsts am Arbeitsplatz zu vermeiden [69, 146]. Es empfiehlt sich, direkt nach dem Abstrahlen mit dem Verblenden zu beginnen. Ein weiterer Effekt, der somit genutzt wird, ist der der aktivierten Metalloberfläche. Die kinetische Energie des Strahlgutes wird während des Strahlvorganges am Metall zur Oberflächenaktivierung verwendet. Damit wird die Benetzbarkeit der Oberfläche durch den Opaker verbessert [52, 123].

Wenn der Techniker eine oberflächliche Verunreinigung vermutet, kann im Einzelfall der Fettfilm zur Sicherheit durch Abdampfen entfernt werden, so wird es von vielen Legierungsherstellern empfohlen [68]. Untersuchungen von GRAHAM weisen jedoch einen negativen Effekt des Dampfstrahlens auf die Festigkeit innerhalb der Verblendung nach [43].

#### **2.1.4.2 Verblendung**

Nach einer optimalen Vorbereitung des Metallgerüsts sollte der Auftrag der Verblendkeramik in gleichmäßiger Stärke möglich sein. Durch die Kontraktion der keramischen Masse beim Brand können Spannungen in der Verblendung entstehen, die schon zu Warmrissen noch während der Verarbeitung im Keramikofen führen. Unterschiedliche keramische Schichtstärken können auch Spannungsunterschiede innerhalb der Keramik verursachen, die ferner das Auftreten von Spätsprüngen begünstigen [129, 146]. Die Schichtdicke der Keramik sollte maximal 2 mm erreichen, um übermäßiger Spannungsentstehung vorzubeugen [9].

Aufgrund des nicht vorhandenen Platzangebotes zum Antagonisten oder durch die aktuellen kassenzahnärztlichen Richtlinien wird es häufig nötig nur einen Teil der Krone zu verblenden. Ein Anteil der Restauration wird in Metall modelliert. Hierbei ist auf die Übergänge zwischen Metall und Keramik zu achten. Approximal ist ein Mindestabstand zum Kontaktpunkt von 1 mm einzuhalten und okklusal sind 2,5 mm Abstand zu wahren. Anderenfalls besteht die Gefahr der Keramikfraktur bei Kaudruckbelastung [129].

Übergänge zwischen Metall und Keramik müssen immer klar definiert sein, dürfen aber dennoch nicht scharfkantig ineinander übergehen. Es besteht sonst Frakturgefahr der Keramik.

Keramische Massen weisen einen Brennschwund von bis zu 30 % auf. Der Techniker kann durch geschickte Verarbeitung die Volumenänderung etwas reduzieren, jedoch nicht auf unter 15 % [85]. Der Brennschwund ist abhängig von der Packungsdichte der Teilchen vor dem Brand. In der ungebrannten Modellation befindet sich zwischen den keramischen Anteilen das flüssige Bindemittel. Durch ausgewogenes Rütteln tritt Flüssigkeit an die Oberfläche der Modellation, die jetzt mittels Fließpapier abgesaugt wird. Der Brand im Ofen geschieht unter Vakuum. Diese beiden Maßnahmen wirken sich positiv auf die Porosität innerhalb der Keramik aus und verbessern damit auch



deren mechanische Eigenschaften. Werden Riffeln und Trocknung jedoch zu intensiv betrieben, kann es an der modellierten Form zu Abplatzungen kommen [27, 123].

Die Durchführung des Wash-Brandes ist wesentlich am Entstehen eines optimalen Haftverbundes beteiligt. Die erste Schicht der Grundmasse ist dünnflüssig nach Herstelleranweisung aufzutragen. Nur so hat der Opaker auch die Möglichkeit, die gesamte zur Verfügung stehende Oberfläche mit ihren Mikroretentionen zu benetzen.

Der nun folgende Grundmasse-Brand dient der farblichen Abdeckung des Metallgerüsts. Hierbei besteht auch die Gefahr eines zu dicken oder zu dünnen Auftrages. Probleme bei den folgenden Verarbeitungsschritten können die Folge sein.

In der Regel sollten nun maximal zwei Dentinbrände folgen. Der erste dient zur Schaffung der Zahnform. Der zweite, der Korrekturbrand eignet sich zum Ausgleich von Schrumpfung und unterkonturierten Verblendflächen [69].

Der Glanz-Brand ist die abschließende Versiegelung der keramischen Restauration. Die glatte Oberfläche verbessert auf den ersten Blick die optische Erscheinung und vermindert die Gefahr der Plaqueanlagerung für den Patienten. Durch den Glanzbrand werden aber auch Mikrorisse und Poren an der Oberfläche verschlossen, was der Vermeidung von Rissen oder Abplatzungen dient.

Alle vorgestellten Brände sollten nach Herstellerangaben eingehalten werden. Einerseits werden so möglichst wenige Eigenspannungen in der Keramik erzeugt. Andererseits besteht dann nicht die Gefahr, dass durch eine Erhöhung der Brände Ästhetik und mechanische Eigenschaften der Keramik stark nachteilig verändert werden.

Vermehrte Brände verstärken die Leucitbildung und damit den Wärmeausdehnungskoeffizienten, was im Extremfall bis zur Ablösung der Keramik führen kann. Auch bei langsamer Abkühlung kann sich in Temperaturbereichen bis 600 °C vermehrt Leucit bilden.

Im Arbeitsschritt der Verblendung des Gerüsts liegen für den Techniker eine Reihe an Fehlerquellen, die im ungünstigen Fall Risse, Sprünge oder Abplatzungen der Keramik verursachen können. Im Einzelfall sind solche Verfahrensfehler dem Techniker gar nicht bewusst.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei verschiedenen Autoren verschiedene Betrachtungsweisen für Fehler im Metall-Keramik-Verbund auffallen. So sieht KUGA vorwiegend Spannungen und Verformungen des Metallgerüsts als Gründe für Abplatzungen und Risse [75]. EICHNER sucht in einer Veröffentlichung von 2000 nach

Fehlerquellen bei Zahnarzt (Tangentialpräparation) und Zahntechniker (Schichtdicken von Metall und Keramik). Er macht aber auch auf systemische Ursachen wie die Auswahl der passenden Legierung aufmerksam [27].

TAUBER legt seinen Schwerpunkt auf die Beachtung der korrekten Gerüstgestaltung und das ausgewogene Verhältnis zwischen Metall- und Keramikstärke und –position [127, 128, 129].

## **2.2 Prüfung des Verbundes**

Metall-Keramik-Restaurationen unterliegen vielfältigen physikalischen Einflüssen. Bei der Herstellung verursachen thermische Einwirkungen Spannungen innerhalb der Konstruktion. Und nach der Eingliederung des Zahnersatzes wirken Kaukräfte auf Gerüst, Verblendung und den Metall-Keramik-Verbund.

Um die Auswirkungen der verschiedenen Kräfte auf den Haftverbund zu ermitteln, kommen verschiedene In-vitro-Testverfahren, die Gegenstand dieser Arbeit sind zum Einsatz.

### **2.2.1 Kräfte**

Die Kräfte, die vom Kaugang ausgehen, werden von CRAIG in drei Basistypen eingeteilt: Druckkräfte, Zugkräfte und Scherkräfte [19]. TAUBER macht auf den gemeinsamen Einfluss von Druck-, Biege-, Scher-, Zug- und Torsionskräften aufmerksam.

Im Seitenzahngebiet ist vor allem mit dem Auftreten vertikaler Kräfte durch die Okklusion zu rechnen. Im Frontzahngebiet kommen horizontale Belastungen in sagittaler Richtung dazu [127].

#### **2.2.1.1 Einteilung der Kräfte**

Innerhalb der Mundhöhle üben Kaukräfte Druck (**Druckkräfte**) auf die Oberflächen von Zähnen und Zahnersatz aus. Die Druckfestigkeit wird in MPa angegeben [19].

Es wird zwischen kurzfristigen Belastungen beim Kauen und Dauerbelastungen unterschieden. Die kurzen Okklusionskontakte können sehr hohe Spitzenwerte erreichen und werden als maximale Kaukräfte angegeben.

Bei den so genannten Dauerbelastungen können sich schon geringe Kräfte negativ auf das Material auswirken. Untersuchungen haben gezeigt, dass bei einer Person pro Jahr

zwischen 250 000 und 300 000 Kauzyklen auftreten [19, 22]. Eine Dauerbelastung kann bei vorhandenen Fehlstellen wie Porositäten oder Einkerbungen das Risswachstum im Material fördern. Diese Poren sind Ausgangspunkt für Abplatzungen der Keramik oder den Bruch einer Brücke [19, 123].

Dort wo **Zugkräfte** auftreten, folgen je nach Materialeigenschaft eine Dehnung oder ein Bruch. Ein relativ elastisches Material wie das Metall mit einem E-Modul von ca. 200 GPa für Nichtelegmetalle reagiert zunächst mit Verlängerung.

Verblendkeramiken haben E-Module von 50 MPa [60] und reagieren daher auf Zugspannungen sehr empfindlich. Deshalb sollte auch der WAK mit dem Metall abgestimmt sein, um die Keramik nicht unter Zugspannung zu setzen und Abplatzungen zu provozieren.

Eine keramische Verblendung platzt spätestens bei Überschreiten der 0,2 % Dehngrenze der Keramik ab, wobei das Metallgerüst vielleicht nur mit einer elastischen Verbiegung reagiert hat.

Zugspannungen treten bei Metall-Keramik-Restorationen bei Belastung vor allem an der basalen Seite von Brückenkonstruktionen auf [6, 19].

**Biegekräfte** stellen eine Kombination von Zug- mit Druckkräften dar. Auch im Mund und an zahnärztlichen Restaurationen treten Druck- und Zugspannungen nie isoliert auf. Zonen mit Druckbelastung (Kaubelastung) induzieren Zonen mit Zugbelastung (Gerüstverbiegung) [19, 129].

Die Biegefestigkeit von Dentalkeramik wird durch ihre geringe Zugfestigkeit begrenzt. Eine Verbiegung am Brückengerüst führt zur Abplatzung der Verblendkeramik [6].

Wenn zwei Kräfte sich parallel aufeinander zu bewegen, entstehen **Scherkräfte**. Scherkräfte treten zusammen mit Zugkräften bevorzugt an den Verbindern von Brückengerüsten auf. Auch der Kontakt zwischen den Arbeitshöckern bei Artikulationsbewegungen verursacht Scherkräfte [57]. Mit Scherprüfungen werden gern Materialverbände wie Metall-Kunststoff-Verblendungen oder die adhäsive Befestigung von Veneers an der Zahnhartsubstanz geprüft [130].

Das Zusammenwirken mehrerer Kraftkomponenten und Richtungen lässt Rotationen am Gerüst entstehen. Durch die einwirkenden Druck-, Biege-, Scher- und Zugkräfte beim Kauvorgang entwickeln sich **Torsionskräfte**. Torsionskräfte werden gehäuft bei Brückenkonstruktionen an Verbindern im Bereich der Eckzähne beobachtet [127].

### 2.2.1.2 Ursachen für die Entstehung der Kräfte

Temperaturdifferenzen entstehen bei der Nahrungsaufnahme oder der Atmung. Diese **thermischen Einflüsse** bewegen sich kurzzeitig im Bereich weniger Grad Celsius.

Von verschiedenen Autoren werden Temperaturunterschiede beim Verzehr warmer und kalter Speisen von insgesamt maximal 90 °C angegeben [42, 94, 102]. Speiseeis wird eine Temperatur von ca. -8 °C zugeordnet und bei Kaffee wird eine Trinktemperatur von 72 °C von den Probanden akzeptiert [94].

Die ersten Untersuchungen von GRÄF, wo Thermosonden 0,5 mm von der Zahnoberfläche in den Schmelz von natürlichen vitalen Zähnen eingebracht werden, zeigen jedoch, dass den Temperaturextremen von +75 °C bis -7 °C beim Verzehr nur eine Temperaturamplitude am Zahn von + 43 °C bis + 16 °C (27 °C) gegenübersteht.

In Materialtests für konservierende und prothetische Restaurationsmaterialien in Kausimulatoren wird daher immer ein Standardwert der Temperaturschwankung zwischen 5 °C und 55 °C gewählt [72, 94, 102, 118].

Nicht zu vergessen sind die thermischen Ursachen, die bereits bei der Herstellung einer verblendeten Keramikkrone auf das Material wirken und zu Spannungen führen können, die den Haftverbund zwischen Keramik und Metall beeinflussen.

Durch die starken Temperaturdifferenzen bei der Anfertigung einer keramischen Verblendung während des Aufbrennens der Keramik verbleiben nicht unerhebliche Restspannungen zwischen Metall und Keramik in der interfacialen Zone [79, 93]. Die Wärmeausdehnungskoeffizienten der beiden Materialien müssen daher exakt aufeinander abgestimmt sein, um den so genannten „Hintergrundstress“ zu minimieren. Auch für XIN sind im Metall-Keramik-Verbund diese restlichen Spannungen von großer Wichtigkeit [147].

Die Kaukräfte, die im orofacialen System entstehen, unterliegen einigen **physikalischen Einflüssen**. Von UHLIG wurde 1953 formuliert, dass ihre Richtung der Achsrichtung der erzeugenden Muskelgruppen entspricht. Ursprung und Ansatz des Muskels bestimmen die Richtung der Kaukraft [132]. Insbesondere an den Frontzähnen können Speisebrocken oder Vorschubbewegungen des Unterkiefers diesen Winkel verändern [17]. Es ist also davon auszugehen, dass zu den axialen Scherkräften noch mehrere extraaxiale Komponenten hinzukommen.

An den Frontzähnen im Oberkiefer liegen die Kraftangriffspunkte während der Okklusion in einem Bereich von 2 bis 6 mm Abstand von der Inzisalkante (72 %). Bei nur ca. 3 % der Probanden lag ein Kopfbiss vor [17].

Die folgende Tabelle fasst verschiedene internationale Untersuchungen zur Ermittlung auftretender maximaler Kaukräfte zusammen.

Maximale Kaukräfte	Frontzahnggebiet		Seitenzahnggebiet		Seitenzahnggebiet	
	Männer	Frauen	Männer	Frauen	Bruxismus	Kein Bruxismus
<b>Canabarro et. al.</b> 2006 Brasilien	Keine Angaben		<b>1009 N</b>	<b>698 N</b>	Keine Angaben	
<b>Calderon und Kogava</b> 2006 Schweden	Keine Angaben		<b>587 N</b>	<b>425 N</b>	<b>490 N</b>	<b>522 N</b>
<b>Cosme et. al.</b> 2005 Brasilien	Keine Angaben		<b>1009 N</b>	<b>668 N</b>	<b>806 N</b>	<b>859 N</b>
<b>Ferrario et. al.</b> 2004 Italien	<b>146 - 190 N</b>	<b>94 - 120N</b>	<b>306 N</b>	<b>235 N</b>	Keine Angaben	
<b>Balzer und Kaufmann-Jinoian</b> 2002 Deutschland	Keine Differenzierung <b>300 N</b>		Keine Differenzierung <b>450 N</b>		Keine Angaben	
<b>Waltimo und Könönen</b> 1993 Finnland	<b>287 N</b>	<b>243 N</b>	<b>847 N</b>	<b>597 N</b>	Keine Angaben	
<b>Bakke et. al.</b> 1990 Dänemark	Keine Angabe	Keine Angabe	<b>531 - 611 N</b>	<b>409 - 470 N</b>	Keine Angaben	
<b>Körper und Ludwig</b> 1983 Deutschland	Keine Differenzierung <b>250 N</b>		Keine Differenzierung <b>300 N</b>		Keine Angaben	
<b>Helmkino und Ingervall</b> 1978 Schweden	<b>190 N</b>	Keine Angabe	<b>471 N</b>	Keine Angabe	<b>489 N</b>	<b>441 N</b>

Tab. 1: Kaukräfte in der Literatur [5, 6, 12, 13, 18, 29, 50, 68, 141]

In der Vergangenheit wurden die vielfältigsten Messungen menschlicher Kaukräfte unternommen. Es zeigt sich eine große Spannweite der erzielten Werte, was teilweise an verschiedenen Messmethoden liegen kann.

Ziel der Untersuchungen KÖRBERs war es, einen Richtwert für die Gestaltung und Konzeption von Zahnersatz zu schaffen. Neuere Forschungen beschäftigen sich mit der Entwicklung verbesserter Apparaturen zur Messung der Kaukraft und suchen nebenher

nach Zusammenhängen zwischen Kaukraft, dem Geschlecht oder vorhandenen Parafunktionen.

BAKKE, CALDERON, FERRARIO und WALTIMO können keinen Unterschied zwischen den Kieferhälften feststellen. Bei BALZER, HELMKINO, KÖRBER und WALTIMO werden im Seitenzahnggebiet bis zu 40 % höhere Kaukräfte als im Frontzahnbereich gemessen.

In den Untersuchungen von BAKKE, CANBARRO, CALDERON, COSME, FERRARIO, HATCH und WALTIMO haben Männer die signifikant höheren Kaukräfte gegenüber denen der Frauen. Die gemessenen Differenzen von Bruxisten und Non-Bruxisten sind bei CALDERON und HELMKINO nicht signifikant [5, 6, 12, 13, 18, 29, 46, 50, 68, 141]. Zusätzlich wird zur Einwirkung von Kaukräften während des Zerkauens von Nahrung oder dem Schlucken, denn auch hier herrscht Zahnkontakt, differenziert. Diese auftretenden Kräfte sind um einiges geringer als die gemessenen maximalen Kaukräfte. Von JÄGER werden nur Kräfte zwischen 36 N für die Zerkleinerung von Trockenfleisch und 3 N für die Aufnahme von Pudding gemessen [54]. HELMKINO ermittelt Kauwerte von 115 N an den Frontzähnen und 246 N an den Seitenzähnen [50]. Bei KREJCI et al. werden Kräfte zwischen 20 N und 160 N für Schlucken und Nahrungszerkleinerung angenommen.

KREJCI, ROSENTRITT und STAPPERT wählen eine Maximalkraft beim Kauen und Schlucken von 49 N als Standardmaß. Für die Dauerbelastung werden in diesen Untersuchungen 250.000 Kauzyklen im Jahr angesetzt [72, 102, 118].

### **2.2.1.3 Chemische Einflüsse**

Zähne und Zahnersatz sind im klinischen Einsatz ständiger chemischer Beeinflussung ausgesetzt. Sie werden permanent von Speichel mit einem Ruhe-pH-Wert von etwa „6,5“ umspült. Durch Nahrungs-, Flüssigkeits- oder auch Medikamentenaufnahme findet eine pH-Wert-Verschiebung im Speichel und somit an allen Oberflächen innerhalb des Mundes statt.

Über verschiedene Nahrungsmittel wird der physiologische pH-Wert vor allem ins Saure verschoben. Zum Teil wirken Nahrungsmittel und Getränke wie Obst, Vitaminpräparate, Buttermilch oder Fruchtsäfte mit ihren Säuren direkt auf orale Strukturen. Durch exzessiven Medikamentenmissbrauch von Acetylsalicylsäure besteht die Gefahr des bekannten „Aspirinburn“. Organische oder psychische Erkrankungen, wie die Bulimie,

die mit dem Reflux von saurem Mageninhalt einhergehen, können ebenfalls das pH-Wert-Gleichgewicht im Mund verschieben.

Andererseits kann auch eine kohlenhydratreiche Ernährung indirekt über die Bildung organischer Säuren durch Plaquebakterien zu einer pH-Wert-Änderung bis unter „4“ führen. Erst nach circa einer halben Stunde sind Puffersysteme und nachgebildeter Speichel in der Lage, eine Neutralisation der Umgebung durchzuführen [49].

<b>Nahrungsmittel/Getränk</b>	<b>pH-Wert der Flüssigkeit</b>
Zitronensaft	2,0
Cola	2,5
Weißwein	3,2
Buttermilch	4,4
Mineralwasser	5,9

Tab. 2: Einflüsse auf den pH-Wert des Speichels durch Nahrungsmittel [49, 107]

Als Korrosion wird die elektrochemische Reaktion eines Materials mit seiner Umgebung bezeichnet [36, 121]. Bei Metallen kann der Kontakt mit einem Elektrolyten, dem Speichel, zur Lösung entstehender Metallionen führen. Folgen können für den Patienten Materialschwächung, Oberflächenverfärbungen oder eine Sensibilisierung sein.

GEIS-GERSTORFER macht in seiner Übersichtsarbeit den Leser aber auch aufmerksam, bei Korrosion im Munde nicht nur an Metalle zu denken, sondern den Begriff weitläufiger zu fassen und so zum Beispiel auch Keramiken einzubeziehen. Andere Autoren bezeichnen diese Vorgänge korrekterweise als Hydrolyse. Hier werden Anteile der Keramik aus dem Verband gelöst und gehen in Lösung. Es besteht die Gefahr des subkritischen Risswachstums. So kann eine Keramikanwendung schon bei einer normalen Belastung plötzlich versagen. Die Geschwindigkeit des Risswachstums kann durch Wasser um mehr als das Millionenfache beschleunigt werden [84].

Zur Einschätzung des Korrosionsrisikos werden die unterschiedlichsten Korrosionsstudien mit verschiedenen Korrosionsmedien gemacht. Es gilt, Legierungen zu prüfen, inwieweit diese in der Lage sind eine Passivierungsschicht zu bilden, die die Korrosion abmildert [36]. Neben werkstoffspezifischen Faktoren beeinflussen Korrosionsmedium, Temperatur, Chloridkonzentration, Sauerstoffpartialdruck und pH-Wert der Korrosionslösung das Korrosionsverhalten der Lösung [7, 36, 63, 77, 107].

<b>Korrosionslösung</b>	<b>Autor</b>	<b>Getestetes Material</b>
Destilliertes Wasser	Morena et al. 1986	Dentalkeramiken
	Krejci et al. 1990	Stellt Kausimulator vor
	Rosentritt et al. 1997	Zahnärztliche Restaurationen
Künstl. Speichel FUSAYAMA	Mulders et al. 1996	Dentallegierungen
	Kedici et al. 1998	Dentallegierungen
	Viennot et al. 2005	Dentallegierungen
Künstl. Speichel AFNOR	Mareci et al. 2005	Dentallegierungen
Natriumchloridlösungen	Schwickerath 1985	Metallkeramikronen
	Schwickerath 1993	Dentallegierungen
	Hildebrand 1995	Dentallegierungen
Natriumsulfatlösungen	Bayramoglu 2000	Dentallegierungen
NaCl/Milchsäurelösung	Kappert 1996	Dentallegierungen
Essigsäurelösung	Kappert 1996	Dentalkeramiken
Getränke als Korrosionslösg.	Scheutzel 1998	Dentallegierungen

Tab. 3: Übersicht über gebräuchliche Korrosionslösungen

[7, 51, 58, 63, 72, 82, 88, 89, 102, 113, 114, 135]

Die Autoren untersuchen das Korrosionsverhalten dentaler Legierungen, den Einfluss ihrer Verarbeitung oder die pH-Wert-Abhängigkeit der Korrosionsneigung.

Da in jeder Studie der vorliegenden nationalen und internationalen Untersuchungen ein anderer Schwerpunkt des Korrosionsverhaltens der getesteten Materialien gesetzt wird, soll im Folgenden nur kurz auf die gebräuchlichsten Korrosionsmedien eingegangen werden.

Das mit Sicherheit am leichtesten verfügbare Medium ist destilliertes Wasser. Es wird gern in Studien, in denen zahnärztliche Restaurationmaterialien in Kausimulatoren getestet werden, eingesetzt. Laut den Autoren steht es dem menschlichen Speichel mit seinen mechanischen Eigenschaften in nichts nach [22, 72, 88, 102].

Von FUSAYAMA wird 1963 ein künstlicher Speichel entwickelt, der bisher Eingang in mehrere internationale Studien gefunden hat [63, 89, 135]. Die Lösung hat einen pH-Wert von „5,5“.

Natriumchlorid	0,400 g/l
Kaliumchlorid	0,400 g/l
Natriumhydrogenphosphat	0,690 g/l
Natriumsulfid	0,005 g/l
Kaliumchlorid	0,795 g/l
Harnstoff	1,000 g/l

Tab. 4: Künstlicher Speichel nach FUSAYAMA [63, 89, 135]



Ein anderer künstlicher Speichel ist vom Typ AFNOR (French Association of Normalisation). MARECI et al. untersuchen damit das Korrosionsverhalten einiger Nickel- und Kobalt-Basis-Legierungen [82]. Die Lösung hat einen pH-Wert von „8,0“.

Natriumchlorid	0,700 g/l
Kaliumchlorid	1,200 g/l
Natriumhydrogenphosphat	0,260 g/l
Natriumhydrogencarbonat	1,500 g/l
Kaliumcyanat	0,330 g/l
Harnstoff	1,350 g/l

Tab. 5: Künstlicher Speichel Typ AFNOR [82]

In Deutschland sind bis vor einigen Jahren Korrosionstests mit verschiedenen abgepufferten Natriumchloridlösungen verbreitet.

SCHWICKERATH nimmt in seinen Untersuchungen 1985 und 1993 eine 0,1 molare Natriumchloridlösung und puffert bzw. säuert die Flüssigkeit über die Zugabe von Milchsäure/Natriumlactat ab. Er erhält Lösungen mit pH-Werten von „2,3“ / „3,2“ / „4,2“ / „5,2“ und „6,5“. Als Referenz dienen trocken und in Wasser gelagerte Proben. Zur Einlagerungsdauer: SCHWICKERATH hält drei bis vier Tage für ausreichend, da die Korrosionsraten initial am stärksten sind und im Anschluss in der Regel durch Passivierung stark abfallen.

Die 0,1 molare Natriumchlorid/Milchsäurelösung ist heute in der DIN-Norm 10271 im Zusammenhang mit dem statischen Immersionstest für Dentallegierungen verankert.

Die Ergebnisse von SCHWICKERATH: Mit Verlängerung der Einlagerungsdauer nehmen die Korrosionsraten immer mehr ab. Legierungen mit passivierter Oberfläche (NEM-Deckschicht) zeigen die geringere Löslichkeit. Der pH-Wert hat einen Einfluss auf die Verbundfestigkeitswerte. Es gibt sogar NEM-Legierungen, die den Angriff der Korrosionslösung auch bei pH-Wert „2“ ohne Verminderung der Verbundfestigkeit überstehen [113, 114].

HILDEBRAND et al. untersuchen die pH-Wert-Abhängigkeit von edelmetall- und nichtedelmetallhaltigen Aufbrennlegierungen. Ihre fünfprozentigen Natriumchloridlösungen haben pH-Werte von „2,0“ / „6,4“ und „11,9“. Die NEM-Legierungen erreichen einen guten Passivbereich, der sich im sauren Milieu sogar noch verbessert. Damit kann erklärt werden, dass sich die Korrosionsgefahr in Spaltsituationen (niedriger pH-Wert) vermindert [51].

Von BAYRAMOGLU et al. werden 2000 drei Natriumsulfatlösungen verschiedener pH-Werte eingesetzt. Sulfationen haben laut BAYRAMOGLU einen geringen korrosiven Einfluss und es gelingt so besser die pH-Wert-Effekte herauszustellen. Im Vergleich zwischen Nickel-Chrom- und Kobalt-Chrom-Legierungen wird festgestellt, dass die Legierungen mit hohem Kobalt, Chrom- und Molybdänanteil einem pH-Wert-Abfall widerstehen [7].

Da die Nahrung zu einer erheblichen pH-Wert-Verschiebung im Speichel beitragen kann, wird von SCHEUTZEL et al. der direkte Einfluss säurehaltiger Getränke auf das Korrosionsverhalten dentaler Legierungen untersucht. Zitronensaft (pH 1,99), Apfelsaft (pH 3,4), Mineralwasser (pH 5,97) werden der Standardlösung 0,1 mol Natriumchlorid/Milchsäure (pH 2,3) gegenübergestellt. Entgegen anderen Untersuchungen können die Autoren hier keinen echten Zusammenhang zwischen Korrosionsrate und der Azidität bzw. dem Chloridgehalt der Korrosionslösung feststellen. Hohen Chloridkonzentrationen wird normalerweise die Bildung von Metallchloriden, die die Passivierung der Metalloberflächen inhibieren, zugeschrieben. Eine Korrosionsverminderung lässt sich bei diesen Untersuchungen im Vergleich zu den Aussagen von SCHWICKERATH erst frühestens nach vierwöchiger Lagerung im Korrosionsmedium messen [107].

## **2.2.2 Prüfverfahren**

Prüfverfahren wurden und werden entwickelt und angewandt, um Aussagen über die zu erwartende Qualität von Materialien treffen zu können.

Das Medizinproduktegesetz fordert vor Zertifizierung des Materials die Erfüllung von „grundlegenden Anforderungen“. Der Hersteller kann durch präklinische Prüfungen, wie sie auch in den Normen beschrieben sind, nachweisen, dass sein Produkt den Anforderungen entspricht [125]. In-vitro-Tests lassen erkennen, ob von dem Material eine grundsätzliche Eignung für den klinischen Einsatz ausgeht.

### **2.2.2.1 Das Medizinproduktegesetz**

Das Medizinproduktegesetz für Deutschland wurde am 2. August 1994 auf der Grundlage der EG-Richtlinie 93/42/EG verabschiedet. Dieses kurz MPG genannte Gesetz ist die gesetzliche Umsetzung der Richtlinie, wie es sie zum Beispiel auch in

Österreich gibt. In der Schweiz heißt die Umsetzung der europäischen Vorgabe Medizinprodukteverordnung (MepV) [33].

Die Medizinprodukte werden je nach Anwendung in Klassen eingeteilt. Dentallegierungen und Verblendkeramiken fallen in die Klasse II a, da sie für den dauerhaften Verbleib in der Mundhöhle bestimmt sind [11, 38, 55, 95, 136].

### 2.2.2.2 Einteilung von Prüfverfahren

Prüfverfahren zur Materialentwicklung und –überprüfung im dentalen Bereich können eingeteilt werden in thermische, mechanische und chemische Verfahren.

Zum Teil wird auch die Möglichkeit verschiedene Bedingungen zu kombinieren, genutzt.

<b>Thermisch</b>	<b>Mechanisch</b>	<b>Chemisch</b>
Konstante Temperaturlagerung	<b>Bruchlastversuche</b> Prüfmethode nach Voss [140]	Lagerung in Korrosionslösung
Thermocycling	<b>Biegeversuche</b> Biegetest nach Schwickerath [112]	Lagerung in Essigsäure
Abschrecktest	<b>Scherversuche</b> Zugscherversuch nach Shell-Nielsen[116] Schertest von Schmitz-Schulmeyer[108]	Lagerung in künstlichem Speichel
	<b>Zugversuche</b> Abreißtest von Hattemer/Kübel [47] Zugversuch nach Püchner [98]	Lagerung in destilliertem Wasser
	<b>Torsionsversuche</b> Torsionsversuch nach Lenz[78]	
<b>Kombinationen davon:</b>		
Lagerung in Korrosionslösungen & Schwickerathtest (1985) [114]		
Trockenlagerung vs. Temperaturlastwechsel& Schmitz-Schulmeyer-Test (1996) [45]		
Trockenlagerung vs. Temperaturlastwechsel & Bruchlasttest nach Voss (1997) [145]		
Thermocycling & Biegetest an Brücken (2002) [14]		
Thermocycling & Bruchlasttest (2002) [133]		
Trockenlagerung/Temperaturlastwechsel/Korr.lösg. & Schwickerathtest (2003) [24]		
Abschrecktest & Bruchlasttest nach Voss (2004) [71]		
Temperaturlastwechsel & Schwickerathtest (2005) [44]		
Thermocycling & Bruchlasttest (2005) [119]		
Trockenlagerung vs. 30 Tage Korrosionslösung & Schwickerathtest (2005) [134]		
Abschrecktest und Schwickerathtest (2006) [109]		

Tab. 6: Prüfverfahren und verschiedene Vorbedingungen

Türkei	Ciftci et al. 2007	<b>Schertest</b> (quadratische Prüfkörper) an kunststoff-/keramisch verblendeten Ni-Cr-Legierungen
China	Cui et al. 2006	<b>Abschrecktest</b> neben <b>Schertest</b> an vollkeramischen Verbundsystemen
Brasilien	Fernandes et al.2006	<b>Schertest</b> (zylindrische Prüfkörper) an keramisch verblendeten NEM-Legierungen
Ägypten	Ghazy und Madina 2006	<b>Bruchlasttest</b> an VMK- und Galvanokronen
Brasilien	De Melo et al. 2005	<b>Schertest</b> (zylindrische Prüfkörper) an keramisch verblendeten NEM - Legierungen
Brasilien	Prado et al.2005	<b>Schertest</b> (zylindrische Prüfkörper) an keramisch verblendeten Ni-Cr-Legierungen
USA	Schweitzer et al. 2005	<b>Schwickerathtest</b> gemäß ISO 9693 an Ni-Cr- und EM-Legierungen
Brasilien	Almilhatti et al. 2003	<b>Schertest</b> (zylindrische Prüfkörper) an kunststoff- und keramischverblendeten Ni-Cr-Legierungen
USA	Chitmongkolsuk et al. 2002	<b>Biegetest</b> an Brücken im Kausimulator mit <b>Thermocycling</b>
Korea	Ku et al.2002	<b>Bruchbelastungstest</b> an kunststoff- und keramischverblendeten Ni-Cr-Kronen
Türkei	Ulusoy und Toksavul 2002	<b>Bruchbelastungstest</b> nach <b>Thermocycling</b> an verblendeten Co-Cr-Frontzahnkronen
USA	Hofstede et al. 2000	<b>3-Punkt-Biegeversuch</b> an EM-Prüfkörpern
UK	Graham et al. 1999	<b>Zugversuch</b> an Ni-Cr-Keramik-Prüfkörpern
USA	Papazoglou u. Brantley 1998	<b>3-Punkt-Biegeversuch</b> gemäß Schwickerath an Palladiumlegierungen
USA	Mora und O'Brien 1994	<b>Abschrecktest</b> an Vollkeramikronen
USA	Smith et al. 1994	<b>Bruchbelastungstest</b> an metall- und vollkeramisch verblendeten Frontzahnkronen
USA	Anusavice et al. 1981	<b>Abschrecktest</b> für VMK-Kronen

Tab. 7: Übersicht über international gebräuchliche Werkstoffprüfverfahren in der Prothetik [1, 2, 14, 15, 21, 23, 28, 39, 43, 52, 74, 87, 93, 96, 111, 117, 133]

Bei einer international ausgerichteten Literaturrecherche wird deutlich, dass in vielen Ländern zunächst einmal mit In-vitro-Tests versucht wird, Materialeigenschaften zu erproben und herauszustellen. Die Vielfalt der Meßmethoden erscheint unübersichtlich und Vergleiche lassen sich nur sehr bedingt ziehen. Einige Prüfungen ähneln einander, sind aber durch verschiedene Vorbedingungen oder Messapparaturen nicht vergleichbar.

Eine Ausnahme bildet der Drei-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH, der inzwischen Eingang in eine internationale Normung ISO 9693 [25] gefunden hat und

nachweislich nun nicht mehr nur in Deutschland sondern auch in den USA Anwendung findet.

Nicht alle modernen Dentalmaterialien lassen sich jedoch mit diesem Test auf den Haftverbund vor ihrem klinischen Einsatz untersuchen. Es fehlen weitere international bekannte und anerkannte Verfahren für die präklinische Erprobung von Verbundmaterialien.

### 2.2.2.3 Eignung der Verfahren

Für die Entwicklung eines rationalen Prüfverfahrens fordert PÄSSLER identische Geometrie aller Prüfkörper sowie identische Belastung der Prüfkörper. Der Test muss rechnerisch auswertbar und außerdem für Nachahmer und Skeptiker nachvollziehbar sein [92].

Für jeden Test im Einzelnen können diese Forderungen erfüllt werden, doch bei einem Literaturvergleich muss festgestellt werden, dass zum Beispiel der **3-Punkt-Biegeversuch nach SCHWICKERATH** aus der DIN-Norm DIN EN ISO 9693 [25] zwar einfach zu reproduzieren ist, jedoch Abhängigkeit von der verwendeten Legierung zeigt. Die Eigenschaften des Gerüstmaterials fließen über die Dicke oder das E-Modul in den Koeffizienten (k) mit ein, nicht jedoch die Eigenschaften des Verblendmaterials [130].

Hier wird die reine Keramikhaftung auf dem Metall angezeigt [62, 80].

MARX betrachtet den Biegeversuch als einen einfach durchzuführenden Test. Die Proben können schnell und materialsparend angefertigt werden und die Materialstärken entsprechen den realen Verhältnissen. Ein Vergleich verschiedener Materialkombinationen (Metall/Kunststoff vs. Metall/Keramik) ist nicht möglich [83].

Auch für DÖRFLER sind die Prüfkörper einfach zu reproduzieren, jedoch sind die Ergebnisse der Prüfung stark von der Herstellungsmethode abhängig [26].

Mit dem SCHWICKERATH-TEST lassen sich Aussagen über die günstigste Oberflächenbeschaffenheit des Metalls, wie die Haftoxidbildung oder den chemischen Verbund zwischen Metall und Keramik machen [57, 62].

Das von **VOSS** 1969 vorgeschlagene Verfahren zur Prüfung der Festigkeit von Metall-Keramik-Kronen scheint der klinischen Anwendung am nächsten. Es ist im Grunde ein Druckversuch, bei dem eine Krone im Winkel von 45° auf Belastung geprüft wird, so wie es auch beim normalen Kauvorgang vorkommen kann. Die gemessenen Kräfte können mit den physiologisch auftretenden Kaukräften in Beziehung gebracht werden [57].

Ein Druckversuch eignet sich besonders für nichtmetallische Proben, die auch im realen Gebrauch auf Druck beansprucht werden [70]. Versuchsanordnungen, die dem VOSS-TEST ähneln, finden daher nicht nur für keramisch verblendete Metallkronen Anwendung, sondern auch bei Galvanokronen [39, 71], Titankronen [32, 86] oder vollkeramischen Systemen [32, 61, 117].

Als weiterer Vorteil wird auch in der Literatur die Herstellungstechnologie genannt. Bevor die Materialien getestet werden können, muss der gesamte Ablauf zur Anfertigung einer Krone durchlaufen werden [57, 62]. Testbedingung und klinischer Einsatz korrelieren somit genau miteinander.

Als problematisch wird die nur schwer reproduzierbar zu gestaltende Prüfkörpergeometrie und die nicht genau zu bewertende Haftfläche, wie bei einem Test nach SCHMITZ-SCHULMEYER oder SCHWICKERATH betrachtet. Es besteht also das Problem Mindestanforderungen an den Test zu stellen [57, 62].

Die Ergebnisse werden durch die Kronenform selbst sowie von Angriffspunkt und Richtung der Kraft stark beeinflusst [83, 130, 139, 140].

Der **Versuch nach PÜCHNER** ist ein Zugversuch. Er wurde entwickelt mit dem Ziel, einen Test anbieten zu können, der den Mechanismus der Metall-Keramik-Haftung mess- und überprüfbar macht. Er sollte die Frage beantworten helfen: ist die Bindung chemischer, physikalischer oder mechanischer Natur?

Für Zugprüfungen sind geometrisch genau definierte Prüfkörper erforderlich. Prüfungen an Verblendkronen sind nahezu ausgeschlossen, da sich der Kraftangriff nicht genau festlegen lässt [130].

Um eine Verbundfestigkeit zu ermitteln, hat die Prüfkörpergeometrie (beteiligte Oberfläche) einen entscheidenden Einfluss auf den zu prüfenden Haftverbund. Beim Vergleich mehrerer Messungen darf daher nie nur der reine Kraftaufwand, der zur Zerstörung der Probe nötig war, angegeben werden.

Bei der Herstellung der Proben ist auf eine geradlinige Verbindung beider metallischer Enden zu achten, um den Eintrag zusätzlicher Spannungen zu minimieren. Für die Befestigung in der Universalprüfmaschine empfiehlt sich eine kardanische Aufhängung. Die Stabilität des Prüfkörpers wird neben einem guten Verbund zwischen Metall und Keramik auch von einer homogenen Keramik und deren Eigenfestigkeit bestimmt.

Für den **Abschrecktest** fehlt noch jegliche Normung. Er wird mehrmals in der Literatur erwähnt, wird teilweise sogar unter dem Synonym Temperatur-Wechsel-Belastungs-Test (TWB-Test) oder Thermoschockversuch veröffentlicht [32, 109].

1981 publiziert ANUSAVICE das Verfahren, bei dem fertig gestellte VMK-Kronen einer Erwärmung von 90 °C ausgesetzt werden und anschließend in Eiswasser abgeschreckt werden. Die Kronen werden nach Sprüngen oder Abplatzungen untersucht. Haben sie die Behandlung ohne Veränderung überstanden, werden sie erneut, jedoch eine Stufe höher auf 100 °C erhitzt, wieder abgeschreckt und kontrolliert [2, 3].

MORA und O'BRIEN übernehmen das Verfahren, legen jedoch fest, dass die Proben 15 min lang im Ofen erwärmt werden und erst dann geschockt werden. Der Test wird beendet, wenn alle Kronen einen Schaden aufweisen [87, 109].

Der Thermoschockversuch wurde für die heutige Anwendung im deutschsprachigen Raum weiter modifiziert. Er wird zwar auch bei 90 °C begonnen, hat aber Temperaturdifferenzen von jeweils 15 °C und wird schließlich bei 165 °C abgebrochen [32, 71].

Die Autoren betonen in ihren Veröffentlichungen, dass sich auf die Ergebnisse des Abschrecktestes Spannungen innerhalb des Metall-Keramik-Systems bemerkbar machen können. FISCHER nutzt den Thermoschockversuch, um eine Universalkeramik vorzustellen, die sich sowohl zum Verblenden von Titan- als auch von Zirkoniumdioxidgerüsten eignet. Titan und Zirkoniumdioxidgerüste haben ähnliche Wärmeausdehnungskoeffizienten. Der Temperaturschocktest lässt Rückschlüsse auf Restspannungen, wie sie sich bei nicht angepassten Wärmeausdehnungskoeffizienten entwickeln, zu [32, 76, 87, 109].

Hohe Keramiksichtstärken können die internen Spannungen vermehren und so nehmen Form und Gestalt der Kronen Einfluss auf die Ergebnisse des Tests und müssen ausgeschlossen werden [109].

Mit den vorliegenden Studien kann eine enge Beziehung zwischen der Thermoschockresistenz und dem Metall-Keramik-Verbund der geprüften Materialkombinationen nachgewiesen werden [3, 71, 76, 87, 109].

Solche Labortests geben Hinweise auf die klinische Eignung [32]. Es wird von SCHNETTGER auch darauf hingewiesen, dass der Thermoschockversuch sich besonders für den Techniker eignet. Für den Techniker ist wichtig, ob schon während der Fertigung der Metallkeramik und den starken auftretenden Temperaturdifferenzen mit Misserfolgen zu rechnen ist.

### **2.2.3 Klinische Situation**

Vorklinische Untersuchungen sollen die Basis für eine klinische Erprobung bieten. Bei der Auswertung von In-vitro-Tests stellt sich jedoch die Frage: welche Aussagekraft hat der entsprechende Test, ist ein klinischer Vergleich gegeben? Stimmen die bisher klinisch gemachten Erfahrungen mit den zuvor gemachten Äußerungen überein?

Zu diesem Zweck erscheint es sinnvoll, klinische Studien heranzuziehen und nach der Übertragbarkeit zu suchen.

#### **2.2.3.1 Überlebensdauer von Metall-Keramik-Restorationen**

Die Metallkeramik ist eine etablierte Form der festsitzenden prothetischen Versorgung von Zahnhartsubstanzdefekten oder einiger fehlender Zähne. Die keramisch verblendete Krone löst in der Vergangenheit das kunststoffverblendete Gerüst ab.

Seit 1956 wurde beginnend von SILVER und KLEIN in den USA an der Entwicklung und Verbesserung der Metall-Keramik-Systeme geforscht. Inzwischen ist derartige Zahnersatz über 50 Jahre im Einsatz, so dass ausreichend klinische Erfahrungen gesammelt werden konnten.

Erstaunlich ist, dass trotz permanenter Einführung neuer Materialien wie der Galvanotechnik oder der Vollkeramik im CAD/CAM-Verfahren in der Kronen- und Brückentechnik aktuell dennoch zu 90 bis 95 Prozent die klassischen Metall-Keramik-Systeme vorherrschen. Der konventionell verblendete Zahnersatz erscheint unter Praxisbedingungen und mit seiner Langzeiterfahrung das Mittel der Wahl zu sein [64, 65, 67].

An erster Stelle für den Verlust des Metall-Keramik-Zahnersatzes stehen häufig biologische Faktoren wie Karies, endodontische Behandlung des Zahnes oder eine Erkrankung des Zahnhalteapparates. Technische Faktoren wie Gerüst- und Keramikfrakturen werden in geringeren Größenordnungen aufgeführt [41, 124, 142].

Bei der Analyse der einzelnen Lokalisationen von Metall-Keramik-Frakturen wurde von ÖZCAN und NIEDERMEIER festgestellt, dass 65 % der Defekte in der Frontzahnregion passieren. Die Frakturen sind mit 75 % im Oberkiefer gehäuft anzutreffen. Zu 60 % ist die Labialfläche betroffen [91].

Anders stellt sich die Situation bei REITEMEIER dar. Hier treten die Sprünge und Abplatzungen zu 83 % (12 von 14) an Molarenkronen auf. Dabei wurden die Fehlschläge in 11 von 14 Fällen im Okklusalebene beobachtet und waren zwischen



1 und 3 mm<sup>2</sup> groß [100]. Bei Patientenbefragungen wurde angegeben, dass zwei Drittel der Defekte beim normalen Kauen von Nüssen, Äpfeln und sogar von nur Pizza geschahen [91].

Zum besseren Verständnis teilen ÖZCAN und NIEDERMEIER die Materialfrakturen in drei Typen ein: Brüche, die nur die keramische Schicht betreffen: kohäsive Fraktur. Frakturen, an denen Metall und Keramik beteiligt sind: kohäsiv-adhäsive Brüche. Ein Bruch, bei dem teilweise die Metalloberfläche erscheint: adhäsiver Bruch [91].

Aktuelle Studien, die sich mit den prozentualen Schäden von Metall-Keramik-Restaurationen befassen, nennen ähnliche Ausfallraten.

STRUB et al. erfasst in der vorliegenden Untersuchung 2,7 % Keramikfrakturen [124]. An Einzelkronen kommen bei GOODACRE et al. 3 % Keramikbrüche vor [41]. Auch bei WALTON werden 3 % der Kronenschäden im Bereich der Verblendung gefunden [142]. TAN et al. fasst die Gesamtheit der Materialbrüche innerhalb von fünf Jahren zu 3,2 % zusammen [126].

Für KERSCHBAUM erscheint eine Misserfolgsrate von maximal 1 % pro Jahr in einem 10-Jahres-Zeitraum durchaus realistisch [64, 65].

REITEMEIER geht andersherum an die Lebensdaueranalyse heran. Er berechnet Überlebensraten: für 7 Jahre beträgt diese Wahrscheinlichkeit bei Metall-Keramik-Kronen 92,4 bis 99,5 %. Der erforderliche Austausch der Krone auf Grund des Defektes wird sogar noch geringer angegeben: in nur 0,5 % der Fälle (99,5 %) kam dies vor [100, 101].

Die meisten der Überlebensstudien befassen sich mit einem fünf- bis zehnjährigen Zeitraum. Selten sind längere Untersuchungen anzutreffen. GLAUTZ et al. beobachtet festen Zahnersatz ausnahmsweise über 22 Jahre und stellt dabei fest, dass trotzdem noch 41,1 % bis 46,5 % der Restaurationen im Einsatz sind [40].

### **2.2.3.2 Testverfahren vs. klinische Erfahrungen**

Sollen vorklinische Untersuchungen mit den praktischen Erfahrungen verglichen werden, so gestaltet sich dies schwierig. In den Testberichten werden die Ergebnisse von den Autoren immer anhand von Messwerten geschildert. Zusätzlich werden teilweise einzelne Aussagen über die besondere Wertigkeit des Verfahrens getroffen. Hierbei wird oft deutlich, dass das vorgestellte Prüfverfahren nur Teile der

Materialeigenschaften untersuchen können. Die gesamte Komplexität des klinischen Einsatzes kann nicht erfasst werden.

Auch für KERSCHBAUM können Laboruntersuchungen oder Computersimulationen die klinischen Studien keinesfalls ersetzen. Für ihn konnten in der Vergangenheit auch „ausgefeilte werkstoffkundliche Experimente“ vor klinischen Misserfolgen nicht schützen.

Nur Langzeituntersuchungen können einen „Königsweg“ bilden. Der geforderte Erfahrungszeitraum beträgt mindestens fünf Jahre und wird daher häufig als hinderlich in der Material- und Methodenentwicklung angesehen [64].