

2 Schrifttum

2.1 Chemische Grundlagen von Metallen und Legierungen

Atome eines Elements verbinden sich mit Atomen anderer Elemente zu chemischen Verbindungen. Die chemischen und physikalischen Eigenschaften der Elemente ändern sich dabei deutlich. Für den Zusammenhalt von Atomen ist eine chemische Bindung erforderlich, von der es drei Grundtypen gibt: Metallische Bindungen, Ionenbindungen und kovalente Bindungen. Die metallische Bindung ist durch Anziehungskraft zwischen den Atomen, die durch delokalisierte Valenzelektronen zustande kommt, charakterisiert. Atome von Elementen mit einem oder zwei, teilweise auch mehr Valenzelektronen können sich fest zusammenlagern, indem sich die Atome in Gittern anordnen und die Valenzelektronen so weit gelockert sind, dass sie sich zwischen den räumlich fixierten, positiv geladenen Atomrümpfen frei bewegen können. Die Elektronen sind gleichsam ein dreidimensionales „Elektronengas“, sie gehören zu keinem einzelnen Atom mehr und sind damit delokalisiert und leicht beweglich. Die Beweglichkeit der Elektronen führt zu den Eigenschaften der Metalle, Wärme und Elektrizität leiten zu können. Derartige Atomverbände haben einen regelmäßigen Aufbau, neigen zur Kristallisation und zeichnen sich weiterhin durch Glanz und hohe Dichte aus [83].

Um Legierungen zu erhalten, werden verschiedene Metalle z. B. durch Schmelzen und Wiederabkühlen vermischt. Im Falle von Dentallegierungen kristallisieren die Atome in speziellen regelmäßigen Raumgittern aus, die kubisch-flächenzentriert, kubisch-raumzentriert oder hexagonal aufgebaut sein können. Die kleinste Struktureinheit eines Kristallgitters ist die Elementarzelle. Durch ein Aneinanderlegen der Elementarzellen bilden sich Kristalle und durch viele Kristallite (Körner) ein Gefüge. Bei dem Aneinanderlegen dieser Bausteine entstehen sog. Gitterfehler, die nicht zu vermeiden sind. Sie beeinflussen Festigkeit, Diffusion und elektrischen Widerstand.

Jedes Einzelkorn eines Legierungsgefüges besitzt eine bestimmte Kristallstruktur mit einheitlicher Gitterkonstante. So ein Gefüge ist einphasig. Verschiedene Körner eines Legierungsgefüges können aber aus unterschiedlichen Phasen bestehen. So entstehen homogene Legierungsgefüge, die nur Körner einer Phase enthalten, und heterogene Legierungsgefüge, die nur Körner verschiedener Phasen enthalten. Inhomogene Legierungsgefüge haben innerhalb der Körner Konzentrations-

unterschiede, die sich in dendritischen Strukturen infolge Endmischung und Seigerung darstellen. Inhomogene Mischkristalle sind durch die Bildung von Lokalelementen nicht korrosionsbeständig. Homogene Mischkristalle, die ein feinkörniges Gefüge bilden und korrosionsbeständig sind, haben sich daher in der Zahnheilkunde durchgesetzt [5, 18, 35, 83].

2.1.1 Legierungen

Auf dem deutschen Handelsmarkt werden ca. 1500 Legierungen mit den unterschiedlichsten Indikationen und Zusammensetzungen für die Zahnmedizin und Zahntechnik angeboten. Ein Überblick soll zeigen, wie die verschiedenen Dentallegierungen eingeteilt werden können [6].

2.1.2 Einteilung

Legierungen werden nach ihrem Basismetall eingeteilt. Die Einteilung richtet sich nach dem Element, welches am höchsten in Gewichts- oder Masseprozent in der Legierung vertreten ist. Es entstehen dabei die Hauptgruppen Edelmetall- und Nichtedelmetall-Legierungen [66]:

Nicht-Edelmetalllegierungen

- Eisenbasislegierungen
 - Eisen-Kohlenstoff-Legierungen
 - Eisen-Chrom-Legierungen (Edelstähle)
- Nickelbasislegierungen
- Kobaltbasislegierungen
- Titan und Titanlegierungen

Edelmetalllegierungen

- Silberbasislegierungen
 - Silber-Zinn-Legierungen
 - Silber-Palladium-Legierungen
 - Silber-Palladium-Indium-Legierungen
- Palladiumbasislegierungen
 - Palladium-Silber-Legierungen
 - Palladium-Kupfer-Legierungen
- Quecksilberbasislegierungen (Amalgame)
 - Kupferarme Legierungen
 - Kupferreiche Legierungen (γ_2 -freie Amalgame)
- Goldbasislegierungen
 - Goldlegierung mit reduziertem Goldanteil
 - Goldlegierungen mit hohem Goldanteil
 - Rein-Gold (für die Galvano-Technik) [36]

2.1.3 Anwendung

Durch die unterschiedlichen Bereiche in der Zahnmedizin, wie konservierende Zahnheilkunde, Prothetik, Chirurgie und Kieferorthopädie, ergibt sich eine Einteilung nach der Anwendung der Legierungen.

Füllungstherapie:

- Goldhammerfüllungen
- Amalgame, Legierungen auf Quecksilberbasis
- Legierungen für Inlays, Onlays

Kronen- und Brückenersatz:

- Legierungen für Teilkronen, Kronen und Brücken, Stiftaufbauten
 - angussfähig
 - nicht angussfähig
 - nicht verblendbar
 - verblendbar
 - mit Keramik
 - mit Kunststoff

Herausnehmbarer bzw. kombiniert feststehend-herausnehmbarer Zahnersatz:

- Legierungen für Modellguss
- Vorgefertigte Schrauben und Geschiebe

Kieferorthopädische Drähte:

- Legierungen für kieferorthopädische Drähte, Bracketts usw.

Chirurgisch einzusetzende Legierungen:

- Vorgefertigte Schrauben
- Legierungen für Implantate

Reparaturen:

- Lote
- Schweißzusatzwerkstoffe [58, 65].

2.1.4 Herstellung von Legierungen

Bei der Herstellung einer Legierung können bis zu 10 Metalle verwendet werden. Wie aus der obigen Auflistung ersichtlich, dienen als Ausgangsmaterial für die Herstellung von Edelmetalllegierungen Gold, Palladium, Silber und andere sowie auch zu geringen Prozentzahlen unedle Metalle, wie Indium, Kupfer, Zinn und Zink [17].

Als Voraussetzung der Legierbarkeit der Metalle gilt:

- Die Metalle müssen sich physikalisch ähnlich sein, d. h. gleiche Atomgitter bilden.
- Die Atomradien dürfen nicht mehr als 15 % voneinander abweichen.
- Die chemische Affinität der Metalle zueinander darf nicht zu groß sein, damit sich keine intermetallischen Phasen bilden.

Die Metalle sollten im Periodensystem in Nachbarschaft zu den Edelmetallen stehen [85].

Im Folgenden werden Angaben über die Bestandteile der zu untersuchenden Legierung gemacht.

Palladium – ist ein Platingruppenmetall. Die Schmelztemperatur liegt bei 1550 °C, das Spez. Gew. beträgt 11,90 g/cm³, die Farbe ist silberweiß. Gegen chemische Einflüsse ist Palladium weniger widerstandsfähig als Gold und Platin. Bei Temperaturen > 400 °C oxidiert es stahlblau und bei 800 °C zerfällt diese Oxidschicht. Ab Temperaturen > 500 °C ist es empfindlich gegen Schwefel- und Schwefel-Verbindungen, da die entstehenden Palladium-Sulfide die Legierung spröde machen. Als Legierungsbestandteil dient es der Verbesserung der mechanischen Eigenschaften, der Warmfestigkeit und der Kornverfeinerung. Palladium ist nur etwa halb so schwer wie Gold und Platin, deshalb besteht ein Vorteil in der Verwendung des Metalls in Legierungen, da diese nach Gewicht bezahlt werden. Bei zahntechnischen Arbeiten muss jedoch ein Volumen ausgefüllt werden. Weiterhin zeigt ein Werkstoff mit geringer Dichte eine geringere Warmverformung als ein Material mit hoher Dichte [44, 58].

Silber – sein Schmelzpunkt liegt bei $960\text{ }^{\circ}\text{C}$, das Spez. Gew. beträgt $10,5\text{ g/cm}^3$. Die Farbe ist hellweiß, daher wird es auch zur Farbabstimmung in Legierungen verwendet. Silber ist nicht mundbeständig. Es erhöht den Wärmeausdehnungskoeffizienten und senkt die Liquidustemperatur. Härte und Fließvermögen werden verbessert.

Gold – sein Schmelzpunkt liegt bei $1063\text{ }^{\circ}\text{C}$, das Spez. Gew. $19,3\text{ g/cm}^3$. Die Farbe ist goldgelb. Es schützt als Edelmetall vor Korrosion. Es erhöht die Dichte und trägt zur Dehnbarkeit und leichten Verarbeitung bei.

Gallium – gehört im Periodensystem zur Borgruppe (III. Hauptgruppe) und senkt sehr stark die Liquidustemperatur. Es verbessert das Fließvermögen und erhöht Härte und Bruchdehnung. Der Schmelzpunkt liegt bei $29,8\text{ }^{\circ}\text{C}$ und die Dichte bei $5,91\text{ g/cm}^3$. In aufbrennfähigen Legierungen dient es als Oxidbildner.

Indium – gehört ebenfalls zur Borgruppe (III. Hauptgruppe), der Schmelzpunkt liegt bei $156,6\text{ }^{\circ}\text{C}$. Die Dichte beträgt $7,31\text{ g/cm}^3$. Es wirkt ähnlich wie Gallium auf die Schmelzpunkterniedrigung ein und hat einen reduzierenden Einfluss auf die Bruchdehnung. Es dient ebenfalls zur Oxidbildung und damit dem Keramik-Metall-Verbund.

Ruthenium – gehört zur Gruppe der Platinmetalle. Der Schmelzpunkt liegt bei $2400\text{ }^{\circ}\text{C}$. Es ist ein sehr hartes, silbrig-glänzendes Metall, das chemisch sehr beständig ist. Unter Ausschluss von Sauerstoff wird es von keiner Säure angegriffen. In Gegenwart von Sauerstoff reagiert es aber schon mit Salzsäure. Das Metall hat die Tendenz zur Bildung meist oktaedrischer Komplexe. Es dient als Kornfeiner.

Die Elemente Indium und Gallium (sowie in anderen Palladium-Legierungen Zinn und Zink) dienen hauptsächlich der Schmelzpunkterniedrigung von Palladium. Ohne diese Zusätze könnten Palladium-Legierungen nicht im herkömmlichen Labor vergossen werden. Die Schmelztemperaturen liegen dennoch bei ca. $1100\text{ }^{\circ}\text{C}$ und haben so gleichzeitig die notwendigen Oxidbildner für den Metall-Keramik-Verbund [58, 66, 82].

2.2 Korrosion

Allgemein gilt Korrosion (lat. *corrodere* = angreifen, zerstören) als eine chemische Veränderung oder Zerstörung metallischer Werkstoffe durch Wasser und Chemikalien bzw. als eine durch Ätzmittel oder Entzündung verursachte Gewebszerstörung [85].

2.2.1 Arten der Korrosion

Je nach Art des metallischen Werkstoffes, seiner geometrischen Form und seiner Anordnung im korrosiven Milieu können verschiedene Korrosionsformen beobachtet werden: Galvanische Korrosion, Korngrenzenkorrosion, Lochfraßkorrosion (Lokalelement), Spaltkorrosion, Spannungskorrosion, Reibungskorrosion [35].

Die Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle sind elektrochemischer Natur. Medien für eine solche Reaktion sind Elektrolytlösungen wie Wasser, Speichel, Blut, Gewebs-säfte und auch Dämpfe oder Gase (z. B. bei der Oxidation) [80].

Edelmetalle und Nichtedelmetalle verhalten sich in diesen Medien unterschiedlich. Dies ist mit der Spannungsreihe, der Anordnung chemischer Elemente nach ihren Normalpotentialen, zu erklären. Sie ist ein Ausdruck für das Bestreben der unedlen Metalle, in Lösung zu gehen, während Edelmetalle den elektrisch neutralen Metallzustand anstreben.

Aufgrund des positiven Normalpotentials (rechts vom Wasserstoff stehen die Edelmetalle mit positiven Werten) kann bei ihnen nur eine Sauerstoffkorrosion stattfinden [64].

Bei dieser Redoxreaktion wird durch Elektronenabgabe (Oxidation) aus einem Metall (Anode) und Elektronenaufnahme bzw. Reduktion von Sauerstoff unter Verbrauch von Elektronen an der Kathode ein Materialabtrag erzeugt. Die Reduktion des Sauerstoffs stellt dabei die wichtigste Korrosionsreaktion dar. Unedle Metalle können eine dichte Oxidschicht ausbilden und so eine weitere Korrosion verhindern. Dieser Vorgang wird auch als Passivierung bezeichnet. Die Wirksamkeit der Passivierung ist von der mechanischen und chemischen Stabilität der Passivierungsschicht abhängig. So erfüllen Schichten aus Chrom- oder Titanoxiden diese Anforderung [61].

Die galvanische Korrosion, die häufig als Beispiel für Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle angeführt wird, bezieht sich auf Wechselwirkungen zwischen zwei verschiedenen Metallen. Hier soll jedoch aufgrund der vorliegenden Arbeit die Lochfraßkorrosion und Spaltkorrosion betrachtet werden. Es sei aber darauf hingewiesen, dass die Haupttriebkraft der Korrosion die Sauerstoffkorrosion darstellt [61].

Beim lokalen Angriff kommt es zum örtlich begrenzten Einbruch der Passivschicht auf der Metalloberfläche. Dieser Vorgang geschieht, wenn das Metall ungenügend legiert ist bzw. sich ungenügend edel verhält oder inhomogen ist. Auch Störungen der Metallstruktur und Oberflächenfehler können Angriffsflächen darstellen. Durch eine fehlende Zufuhr an Sauerstoff und eine variierende Zusammensetzung des Elektrolyten wird eine Repassivierung unterbunden. Die Metalloberfläche wird lokal aufgelöst und es entsteht ein Überschuss an positiven Metallionen, der durch negative Ionen ausgeglichen werden muss. Chloridionen gehören in die Gruppe der Halogene und kommen im biologischen Milieu immer vor. Sie gleichen die positive Ladung aus. Wasserstoffionen reichern sich an. Das Milieu wird dadurch sauer und verstärkt die Korrosion. Der lokale Angriff unterhält sich dann evtl. selbst [80].

Bei der Spaltkorrosion kann der Prozess im sauerstoffarmen Gebiet mit extrem niedrigem pH-Wert z. B. zwischen Metall-Kunststoff-Verbindungen ablaufen. Abhängig ist die Korrosion ebenfalls von dem Widerstand des Metalls gegen die Depassivierung. Auch hier tragen die Chloridionen zur Zerstörung des Metalls bei, indem sie die Passivierungsschicht auflösen [80].

2.2.2 Verbundsysteme und Korrosion

2.2.2.1 Metall-Keramik-Systeme

Keramische Materialien werden vorwiegend zur Verblendung von metallischen Kronen- und Brückengerüsten benutzt. Für die Keramik-Aufbrenntechnik muss die verwendete Legierung oxidierbar sein, um über Sauerstoffbrückenbindungen einen chemischen Verbund zwischen Metall und Keramik zu bilden. Gold- und Palladium-Legierungen müssen dafür einige Prozente an Nichtedelmetallen wie Indium und Gallium als Oxidbildner hinzulegiert werden. Diese diffundieren beim Oxidationsbrand an die Oberfläche, oxidieren dort, und ermöglichen so die notwendigen

Sauerstoffbrücken zu den keramischen Massen bei den folgenden Aufbrennprozessen. Durch diese Diffusions- und Oxidationsprozesse entstehen mikromorphologische Veränderungen der metallseitigen Grenzflächen.

Da die Diffusion und Oxidation vorwiegend in den Korngrenzen des Gefüges der Legierung abläuft, weiten sich die Korngrenzen stark auf und bilden ein Mikroretentionsnetz für die aufgebrannte Keramik. Durch diese Verblendungstechnik wird die Zusammensetzung an unverblendeten Oberflächen bis zu einer Tiefe von 30 µm nachteilig verändert [30, 44].

Umfangreiche Versuche von SCHWICKERATH in Hinblick auf die Korrosionsfestigkeit der Verbundzone ergaben im Drei-Punkt-Biegeversuch, dass mit zunehmender Liegedauer in der Korrosionslösung und besonders mit sinkendem pH-Wert ein Abfall der Verbundfestigkeit von etwa 35 % vorlag. Weiterhin wurde bei den untersuchten Palladiumbasis-Legierungen mit zunehmendem Galliumanteil eine ebenfalls steigende Korrosionsanfälligkeit beobachtet. KAPPERT testete mit Druckbelastung den Metall-Keramik-Verbund bei Palladium-Legierungen und erreichte eine für die Klinik ausreichend gute Verbundfestigkeit [29].

Auch PFEIFFER stellte an aufbrennfähigen Dentallegierungen eine ständige Abgabe von Ionen fest. Die hohe Palladiumlöslichkeit der getesteten Legierung wies auf eine gleichmäßige Korrosion hin [48].

Dennoch werden Dauerfestigkeit, Korrosionsfestigkeit und Abriebfestigkeit bei Keramiken sehr hoch eingeschätzt. Die Minderung der Festigkeit durch Korrosion im Metall-Keramik-Verbund wird übereinstimmend beobachtet [32, 55].

2.2.2.2 Metall-Kunststoff-Systeme

Auch mit Kunststoff lassen sich zunächst ästhetisch ansprechende Verblendungen gestalten. Die geringe Verschleißfestigkeit des Kunststoffes sowie die Tatsache, dass zwischen Metallgerüst und Kunststoff keine direkte chemische Haftung entsteht, bewirken, dass relativ schnell auffällige Abrasionen und Verfärbungen auftreten. Allerdings sind in den vergangenen Jahren mit der Einführung von mit Glaspulver verstärkten Kunststoffen (Komposite) und nach Etablierung von Kunststoff-Metall-Verbundsystemen bedeutende Fortschritte gemacht worden.

Durch eine schlechte Kunststoffverblendung kann die Korrosionsfestigkeit gerade im Kronenrandbereich aufgrund von Spaltkorrosion massiv reduziert werden. Durch

umfangreiche Untersuchungen von MUSIL und TILLER stehen heute Möglichkeiten zur Verfügung, durch Silane (Silicoater-, Rocatecverfahren) oder durch hydrophobe Molekülgruppen (Sebond, Spectra Link-Verfahren) randspaltfreie Verbindungen zwischen Metall und Kunststoff zu erzielen. Korrosionserscheinungen können somit reduziert werden [30, 44].

2.2.2.3 Wiedervergießbarkeit und Korrosion

Nach Herstellerangaben und nach Angaben im Schrifttum kann bei ausreichender hin Zugabe von Neumaterial bereits vergossenes Material wieder verwendet werden [31, 78].

Als Kriterien für die Wiedervergießbarkeit gelten:

- die Erhaltung der Verarbeitungsbedingungen beim Schmelzen und Gießen
- die gleich bleibende Gussqualität hinsichtlich des Gefügestandes, sowie Oberflächenporen und Lunker

Ergebnisse von Palladiumbasis-Legierungen, die bis zu 10-mal vergossen wurden, ergaben, dass die mittlere Korngröße von Guss zu Guss zunahm, wobei Seigerung und dendritisches Wachstum erkennbar wurden. Untersuchungen mit der energiedispersen Röntgenfluoreszenzanalyse wiesen eine Verringerung der unedlen Legierungszusätze auf. Bei jedem Schmelzvorgang gingen Anteile dieser unedlen und niedrig-schmelzenden Metallsätze durch Verdampfen und Oxidation verloren.

Im Endergebnis kann festgehalten werden, dass bei fünfmaligen Wiedervergießen bei vorschriftsmäßiger Verarbeitung nur geringfügige Änderungen im Gefüge und im Schmelzverhalten zu finden sind. Die laborübliche Technik, Altmaterial für weitere Gussobjekte wieder einzusetzen, kann auch für Palladiumbasis-Legierungen gelten.

Nach Versuchen von SCHWICKERATH mit Edelmetalllegierungen und Palladiumbasis-Legierungen, die bis zu 4-mal vergossen wurden, konnten keine Änderung des Korrosionsverhaltens festgestellt werden. Er empfiehlt dennoch mindestens 1/3 Neumaterial für den Guss einzusetzen [31, 57].

2.2.2.4 Der Zusammenhang zwischen Korrosion und Biokompatibilität

Biokompatibilität allgemein:

Biokompatibilität (griech. bios = Leben) ist die Fähigkeit eines implantierten oder in ein extrakorporales System eingesetzten Materials (häufig Polymere, Metall), in der Anwendungszeit keine schädigenden Einflüsse (lokale Gewebsreaktionen, toxische oder allergische Systemreaktionen, karzinogene und / oder mutagene Reaktionen) auf das biologische System auszuüben [84].

Speziell:

Die Biokompatibilität eines Werkstoffes ist ein Ergebnis aus dem Wechselspiel des Werkstoffes bzw. seiner Korrosionsprodukte einerseits und dem spezifischen Reaktionsvermögen eines Organismus andererseits [8]. Neben der Zerstörung des Werkstoffes, also der fehlenden mechanischen Beanspruchbarkeit des eingesetzten Zahnersatzes für den Patienten, sind die Korrosionsprodukte von Bedeutung. Sie nehmen immer ein größeres Volumen ein als jenes der aufgelösten Metalle oder Legierungen, wodurch Druck entsteht. Mechanisch können die Produkte so zu Schäden an Weich- und Hartgewebe führen und chemisch Intoxikationen und Sensibilisierung (Allergisierung) auslösen [80].

2.2.2.5 Die gesetzlichen Vorschriften zur Biokompatibilität

Dentale Legierungen sind, da sie als Fremdkörper über längere Zeit im Körper verbleiben, gemäß den Richtlinien 93/42/EWG des Rates der Europäischen Gemeinschaften vom 14. Juni 1993 Medizinprodukte der Klasse IIa und müssen nach § 8 des Medizinproduktegesetzes vom August 1994 über eine „benannte Stelle“ ein Konformitätsverfahren durchlaufen, durch das die Übereinstimmung von Untersuchungen der Produkte mit den Richtlinien 93/42 zum Schutze von Patienten und Anwendern festgestellt wird.

Für Medizinprodukte dieser Art sind Maßnahmen zur Risikominimierung vorgeschrieben, die sich auf die Herstellung des Produktes, die Erfüllung seines angestrebten Zweckes beziehen und auf die Sicherung ihrer Bioverträglichkeit, ihrer „Biokompatibilität“.

Durch das CE-Kennzeichen auf einem Produkt wird bestätigt, dass die grundlegenden Anforderungen nach den Vorgaben des Medizinproduktegesetzes erfüllt sind und dass ein Konformitätsverfahren für das Produkt durchlaufen ist [8].

Dennoch bleibt zu betonen, dass die Verträglichkeit eines Fremdkörpers nicht allein von seinen Eigenschaften, sondern auch von der individuellen Reaktionsbereitschaft des Patienten abhängt. Eine sichere Voraussage über die Verträglichkeit eines Stoffes ist nie möglich. Es bleibt stets ein unbekanntes, individuelles Restrisiko, das durch keine Voruntersuchung ausgeschlossen und mit keiner Untersuchung vorhergesagt werden kann [50].

2.3 Fügemethoden

Fügemethoden allgemein dienen dem Herstellen oder auch Reparieren zahntechnischer Arbeiten. „Unter Fügen wird die kraft- und / oder stoffschlüssige Verbindung von Werkstoffen verstanden.“ Neben mechanischen Fügeverfahren z. B. Schrauben und Nieten, sind für metallische Dentalwerkstoffe das Kleben, Löten und Schweißen von Bedeutung [46].

2.3.1 Kleben

Kleben ist definitionsgemäß „das Verbinden gleich- oder verschiedenartiger Stoffe miteinander ohne Veränderung ihres Gefüges“ [46]. Dazu ist ein Klebstoff notwendig, der Festkörper durch Adhäsion und Kohäsion mechanisch stabil verbinden kann. Dieser Werkstoff (Klebstoff) ist nichtmetallisch und kann sowohl auf anorganischer als auch organischer Basis erstellt sein [40].

Vorteil des Klebens ist, dass Spannungen in und um die Verbindungsstellen wegfallen, die beim Löten und Schweißen unvermeidlich sind. Kleben ermöglicht außerdem die Verbindung mit Glas, Keramik und Kunststoff, also nicht-metallischen Werkstoffen. Da manche Metalle wegen ihrer hohen Affinität zu Sauerstoff nur unter Schutzgas zu löten oder schweißen sind, kann Kleben eine Alternative darstellen. Es sollte allerdings immer mit einer mechanischen Absicherung geklebt werden so z. B. Vernieten, Verschrauben, Verbolzung, Verkeilung etc. Die zu verklebenden Teile werden somit nicht aneinander, sondern ineinander verklebt [4].

2.3.2 Löten

Löten wird nach DIN 8505 Teil 1 als ein „thermisches Verfahren zum stoffschlüssigen Fügen und Beschichten von Werkstoffen“ bezeichnet [10]. Der Soliduspunkt der zu verlötenden Teile muss über dem Liquiduspunkt des Lotes liegen. Bei Erhitzung der Metalle kommt es nun zum Schmelzen des Lotes, welches die Oberflächen der festen Metalle benetzt und in diese hinein diffundiert [10]. Das Löten ist in Hartlöten über 450 °C und Weichlöten bis 450 °C zu unterteilen. In der Zahntechnik wird wegen unzureichender Mundbeständigkeit des Weichlötens nur hartgelötet. Die angewendeten Lote können in Hauptlote (850 °C - 1100 °C), Nachlote (750 °C - 850 °C) und Reparaturlote (700 °C - 750 °C) eingeteilt werden [8]. Niedrig schmelzende Lote werden zum Fügen von Gusslegierungen und von aufbrennfähigen Legierungen nach dem Keramikbrand verwendet, hochschmelzende zum Verbinden etwa von Modellgusslegierungen oder bei aufbrennfähigen Legierungen vor dem Brennen [65]. Um das Erfordernis eines niedrigen Liquiduspunktes für das Lot zu erreichen, werden erhöht temperatursenkende Anteile an nicht-edlen Komponenten bei sonst qualitativ ähnlicher Zusammensetzung hinzulegiert [41].

2.3.3 Laserschweißen

In der Zahntechnik können aufgrund der dünnen und graziilen Werkstücke nur das Plasmaschweißen und das Laserschweißen (Lasern) angewendet werden.

Wegen der großen Wärmeeinflusszone beim Plasmaschweißen und der damit möglichen Spannungen und Passungengenauigkeiten, die im Werkstück entstehen können, gewinnt das Schweißen mit Hilfe von Laserstrahlung (Lasern) zunehmend an Bedeutung [67].

Schon DIELERT und KASENBACHER haben 1987 die Vorteile des gepulsten Laserstrahlschweißens im Gegensatz zum Mikroplasma-schweißen hervorgehoben, da hier mit einer äußerst geringen Verbindungszone gearbeitet werden kann. Die Schweißnahtraubenbreite verhält sich Laser versus Plasma 1:5. Relevante Wärmeeinflusszonen durch das Laserschweißen sind bei ihren metallographischen Untersuchungen nicht festzustellen [8].

Die Funktionsweise eines Lasers lässt sich wie folgt erklären. Fällt ein Elektron von einem höheren Energieniveau auf ein niedrigeres, so sendet es ein Lichtteilchen

(Photon) aus, dessen Wellenlänge (Frequenz) der Energiedifferenz zwischen den beiden Energiezuständen entspricht (Bohrsches Atommodell). Bei einer gewöhnlichen Lichtquelle geschehen diese Übergänge unabhängig und zufällig, beim Laser dagegen wird Licht in einem gekoppelten, synchronen Mechanismus emittiert [75]. Der Laser beschreibt den physikalischen Vorgang der Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung (Light Amplification by stimulated Emission of Radiation) [33].

Das besondere Merkmal der elektromagnetischen Strahlung von Lasern ist die Kohärenz, Kollimation und Monochromasie sowie ihre hohe Energiedichte.

Strahlung ist kohärent, wenn Wellenzüge sowohl zeitlich als auch räumlich phasengleich verlaufen.

Strahlung ist kollimiert, wenn sich das Strahlenbündel auch auf großen Entfernungen nur wenig aufweitet.

Strahlung ist monochromatisch, wenn alle Wellenzüge die gleiche Wellenlänge, d. h. die gleiche Frequenz bzw. Energie besitzen.

Eine hohe Energiedichte liegt vor, wenn die erzeugte elektromagnetische Strahlung auf engstem Raum aufgrund der Kohärenz gebündelt werden kann [21].

Drei Hauptbestandteile des Lasers:

- laseraktives Material bzw. Lasermedium
- die Pumpe
- der Resonator

Im Medium kann die induzierte Emission von Photonen hervorgerufen werden. Die Pumpe dient als Energielieferant für diesen Effekt, und das Resonatorsystem aus Spiegeln verstärkt das gesamte [23].

Die Emission der Laserstrahlen kann nun kontinuierlich als Dauerlicht erfolgen (continuous wave = cw-Laser) oder gepulst in Form von kurzen intensiven Lichtblitzen mit z. T. hohen Repetitionsraten (eine Pulsrate von 10 kHz bedeutet z. B. 10.000 Pulse pro Sekunde) [75].

In der Zahntechnik werden z. Zt. Nd: Yag-Laser mit einer Wellenlänge von 1,06 μm als optimales Lasersystem angesehen. Dies ergibt sich aus dem Reflexions- und Absorptionsverhalten zahntechnischer Legierungen [71]. Nd:YAG ist ein Festkörperlaser mit dem optisch aktiven Material Neodymium (Element aus der Gruppe der seltenen Erde) und dem Wirtskristall Yttrium-Aluminium-Granat. Dies ist ein Kristall

mit kubischer Gitterstruktur, günstigen optischen Eigenschaften und hoher Wärmeleitfähigkeit [3].

2.3.4 Fügestellen und Korrosion

2.3.4.1 Korrosion an der Lotfuge

Aufgrund der nicht-edlen Lotbestandteile zeigen Lote im Vergleich zur füzenden Gusslegierung eine höhere Löslichkeit. Bei Benetzung der zu lötenden Teile durch das flüssige Lot bildet sich an der Phasengrenze eine Diffusionszone aus. Im galvanischen Kontakt stehen somit drei unterschiedliche Legierungen: die Gusslegierung, die Lotlegierung und die Diffusionslegierung. Hinzu kommt, dass sich in der Lotnaht bei der Erstarrung der Lotschmelze Schwindungslunker ausbilden, wie DIELERT schon 1979 in metallographischen Untersuchungen an Edelmetalllegierungen feststellte [7]. Es kommt zur Korrosion durch die gebildeten galvanischen Elemente. Durch Belüftungselemente entsteht zusätzlich noch die Spaltkorrosion. Je unedler die Lotlegierung ist, um so korrosionsanfälliger ist die Naht. Langfristig kann die Spaltkorrosion die Lötverbindung so schwächen, dass diese bricht. RIEDEL führte Untersuchungen an Lötungen von edelmetallfreien Legierungen mit anschließenden Korrosions- und Zugfestigkeitsversuchen durch. Ergebnis war, dass die Zugfestigkeit nach der Lötung abnahm und vor der Einlagerung in eine Korrosionslösung höhere Zugfestigkeitsergebnisse erzielte als nach der Einlagerung [52]. Korrosive Veränderungen an Zahnersatz können zum Bruch von Lötstellen führen oder für das Abplatzen einer Keramikverblendung verantwortlich sein. Die Funktionstüchtigkeit des Zahnersatzes wird damit eingeschränkt. Zur Minimierung der korrosiv gelösten Stoffmengen sollten Lötungen vermieden und andere Fügetechniken eingesetzt werden. Schweißen oder Laserschweißen gelten daher mechanisch wie chemisch als befriedigendere Lösungen [1, 41, 63].

2.3.4.2 Korrosion an der Lasernaht

Allgemein ist eine erhöhte Korrosionsbeständigkeit zu erwarten, da bei einer Schweißung mit oder ohne artgleichem Material keine Zusammensetzungsänderung

stattfindet. Dies bedeutet, dass eine korrosionsfördernde galvanische Elementbildung ausbleibt.

SCHWARZ konnte dies bestätigen. Sie führte Versuche an einer Gold-Palladium-Legierung durch, die gelötet und gelasert wurde. Anschließend wurden die Prüfkörper für den Zeitraum von 60 Tagen in ein Korrosionsmedium eingelagert. Nach 10 Tagen wurden innerhalb der Lotnaht massive korrosive Angriffe festgestellt, nach 20 Tagen waren korrosive Veränderungen in der Laserschweißnaht und im Ausgangsmaterial gleichzeitig zu beobachten. In der Korrosionsbeständigkeit sind die gelaserten Proben den gelöteten also überlegen. Quantitative Analysen ergaben bei ihr, dass die Lasernaht in ihrer Zusammensetzung dem Ausgangsmaterial näher kommt als die Lotnaht. Bei Löt- und Laserschweißversuchen mit Kobalt-Chrom-Legierungen wurde mit einer Atomabsorptions-Spektroskopie-Analyse (AAS) nachgewiesen, dass lasergeschweißte Proben ein gleiches Korrosionsverhalten aufweisen wie ungeschweißte Proben gleichen Materials. Das Korrosionsverhalten von Metallen in der Mundhöhle ist damit zwar nicht beseitigt, jedoch bei artgleichem Zulegwerkstoff reduziert [33, 37, 54].

VAHL und van BENTHEM stellten fest, dass mit Anpassung der Schweißparameter an das Material nicht nur die Korrosionserscheinungen reduziert werden konnten, sondern auch eine höhere Zerreißfestigkeit erzielt werden kann [69, 70, 71, 73].

2.4 Prüfmethoden

Nach angewandten Mitteln werden verschiedene Prüfverfahren in der Zahntechnik und Zahnmedizin unterschieden:

- mechanisch technologische wie Zugversuch, Härteprüfung, Biegeversuch usw.
- physikalische zur Ermittlung der Wärmeausdehnung und Leitfähigkeit
- chemische Analyse zur Ermittlung des Korrosionsverhaltens
- metallographische über Gefügebilder
- zerstörungsfreie mit Ultraschall, Röntgenstrahlen oder Magneten

Im Hinblick auf die folgenden Untersuchungen soll auf die Korrosionsprüfung und den Zugversuch näher eingegangen werden [27].

2.4.1 Korrosionsprüfung

Soll die Biokompatibilität eines Metalls geprüft werden, sind, wie dies für alle Medizinprodukte vorgeschrieben ist, vier Arten toxikologischer und biologischer Untersuchungen nötig:

- 1 - die Prüfung der chemischen Beständigkeit, der Korrosionsfestigkeit des Metalls
- 2 - die Prüfung auf mögliche toxische Wirkungen des Materials
- 3 - die Prüfung zur Frage seiner möglichen allergenen Potenz
- 4 - die Prüfung der Verträglichkeit des Medizinproduktes im In-vitro Einsatz

Das Korrosionsverhalten ist jedoch die werkstoffkundliche Messgröße, da eine biologische Wirkung nur durch in Lösung gegangene Metalle ausgelöst werden kann. Zur Abschätzung des Löslichkeitsverhalten eines Metalls gibt es drei Verfahren:

1. Die Messung des Durchbruchpotentials mit Hilfe der potentiodynamischen Polarisation. Je höher das Durchbruchpotential ist, desto korrosionsresistenter ist das Metall.
2. Der Immersionstest, bei dem mit unterschiedlichem pH-Wert innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne die Löslichkeit eines Prüfkörpers bestimmt wird. Die Elektrolytlösung oder künstlicher Speichel können unterschiedliche Zusammensetzungen haben. Als Maß der Löslichkeit gelten der Masseverlust der Probe oder die Menge freigesetzter Ionen in das Inkubationsmedium. Nach der Norm DIN 13927 dürfen aus einer Probe nur $< 0,1\text{mg Ionen/cm}^2$ Oberfläche in 7 Tagen gelöst werden [9]. Licht- und rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen können bei Korrosionsangriffen an gelöteten und geschweißten Prüfkörperoberflächen zusätzlich zur Anwendung kommen.
3. Der qualitative und quantitative Nachweis von Metallionen in Gewebeproben. So kann die Korrosion des Metalls gesichert werden, es wird aber keine Aussage zur Quantität der Freisetzung von Ionen aus dem Metall gemacht. Dies ist auch deswegen schwierig, weil Metallionen in-vivo in den Magen-Darm-Trakt abfließen und somit der Bestimmung entzogen werden [50, 51, 77].

In-vitro Untersuchungen können nur Näherungswerte unter unphysiologischen Bedingungen ergeben. Zu viele Einzelfaktoren in der Mundhöhle haben Einfluss auf

das Löslichkeitsverhalten einer Legierung. Dies ist auch eine Problematik bei der Festlegung von Normwerten [50, 62].

2.4.2 Ergebnisse aus Zugversuchen

Erste Zugversuche an gelaserten Probekörpern führten SMITH et alii sowie PRESTON und REISBICK durch. Sie erreichten bei Edelmetalllegierungen keine höhere Zerreißfestigkeit als bei Lötungen. Nur für eine Nichtedelmetall-Legierung konnte PRESTON eine 35 % höhere Zerreißfestigkeit feststellen. Die Begründung für diese Ergebnisse sahen sie im verwendeten Lasersystem [49, 60].

Mit der Zugfestigkeit von Lötverbindungen beschäftigte sich im weiteren Schrifttum unter anderem KLAGGES. Sie untersuchte Lötverbindungen sowohl der gleichen Legierung als auch Verbindungen von EM- mit NEM-Legierungen im Vergleich zu ungelöteten Zugprobekörpern. Dabei erreichte sie im Zugversuch Festigkeitswerte von über 500 MPa, was als positiv zu bewerten ist. Die ungelöteten Proben zeigten jedoch deutlich höhere Zugfestigkeit mit geringerer Streuung. Für die Lötungen hält sie fest, dass selbst bei peinlich genauer Einhaltung der Verarbeitungsvorschriften Lunker im Lotbereich nicht zu vermeiden waren und nur extrem große Streuungen der Zugfestigkeitsergebnisse der gelöteten Proben erreicht wurden [34]. Auch MEINERS bezieht eine kritische Stellung zum Löten und zur Reproduzierbarkeit von Qualität und Zugfestigkeit, die eine hohe Streubreite aufweist. Ebenfalls hält er selbst bei absoluter Einhaltung der Verarbeitungsrichtlinien das Löten für problematisch [45].

TONNDORF untersuchte im Zugversuch die Festigkeit von Lötungen nach dem keramischen Brand. Für die edelmetallreduzierten Legierungen Deva 4 und Degubond 4, die jeweils mit sich selbst unter Zuhilfenahme von zwei verschiedenen vom Hersteller empfohlenen Loten verbunden wurden, erreichte er Zugfestigkeitswerte, die deutlich über 350 MPa lagen. Sie entsprechen somit den Forderungen der DIN 29333, die eine mindest Zugfestigkeit von > 350 MPa fordert [68, 12]. Die erhebliche Streuung der Werte, wie bei KLAGGES, EICHNER und DIELERT konnte er jedoch bestätigen [7, 20, 34]. LORENZANA et alii, die Prüfkörper einer Palladiumbasis-Legierungen mit einem Gehalt von 77 % Palladium in einem Drei-Punkt-Biegetest untersuchten, erreichten ebenfalls die höchste Zugfestigkeit für die Prüfkörper, die nach dem Brand gelötet wurden [42]. In einem

Dauerbiegefestigkeitstest von Lötungen wurde unter anderen Legierungen Pors-on 4 (eine Palladium-Legierung) von HANNAK untersucht. Er stellte gerade bei dieser Legierung fest, dass der Bruch zum Teil quer durch die Kornstruktur des Lotes verläuft. Die Schwingungstreifen des Versuches lassen sich deutlich im Rasterelektronenmikroskop erkennen. Schwingungsversuche an unverarbeiteten Prüfkörpern ergaben von allen untersuchten Legierungen bei Pors-on 4 die besten Ergebnisse, bei den gelöteten Prüfkörpern jedoch die schlechtesten. Von EICHNER und HANNAK wird festgehalten, dass die mechanischen Eigenschaften, Zugfestigkeit und Wechselbiegefestigkeit, der Lötungen generell schlechter sind als beim ungelöteten Grundwerkstoff. Weiterhin weisen sie darauf hin, dass besonders die Verbindungen von Palladiumbasis-Legierungen als unsicher zu bewerten sind. Ursache seien, selbst bei äußerst sorgfältiger Verarbeitung, ungenügende Füllgrade des Lötspaltes bei optisch einwandfreien Lötungen. Lunker und Gaseinschlüsse sind rasterelektronenmikroskopisch festzustellen [19, 25]. DIEBERT stellt in seinen metallographischen Untersuchungen fest, dass trotz guter Oberflächenhaftung des Lotwerkstoffes und Legierungsbildung es immer zum Bruch im Lotnahtbereich kommt. Weiterhin weist er auf eine geringere Streubreite und damit höhere Reproduzierbarkeit der geschweißten Messergebnisse gegenüber denen der Lötung hin [7].

KAPPERT untersuchte die Schweißbarkeit der Palladiumbasis-Legierung Albalond E. Im Zugversuch ergaben sich Werte über 1000 MPa für die zusammengeschweißten Prüfkörper. In der Gegenüberstellung mit dem unverarbeiteten Guss (ca. 900 MPa) sowie gelöteten Proben (ca. 600 MPa) wurden mit dem Laser die besten Festigkeitswerte erzielt. Es zeigte sich, dass der Bruch weit außerhalb der Schweißnaht erfolgte. Er gibt an, dass die Ursache für ein 10-fach feineres Gefüge im Gegensatz zum Plasmaschweißen (nur 2-fach so feines Gefüge) das rasche Abkühlen der aufgeschmolzenen Zone nach dem Schweißvorgang ist. Dieses feinere Gefüge hat eine höhere Festigkeit als der Grundwerkstoff nach dem Guss [33]. HOFFMANN testete die Palladiumbasis-Legierung DuoPal 6 und erreichte bei einem Vergleich Flammenlötung (ca. 300 MPa) versus Laserschweißen (ca. 600 MPa) für das Löten eine um 50 % geringere Festigkeit [26]. Ca. 600 MPa bei Laserschweißungen einer Gold-Palladium-Legierung mit einem Gehalt von 38,6 % Palladium erreichten auch WISKOTT et alii. Bei einem Ausgangswert der

unbearbeiteten Prüfkörper von 812 MPa lagen die gelöteten Prüfkörper mit ca. 500 MPa über den geforderten Normwerten von Lötungen [81].

Ein hoher Palladiumgehalt in Dentallegierungen führt zu Phasenneubildungen, welche besonders dann verspröden, wenn mit zuviel Energie geschweißt wird oder die Schweißstelle mehrfach wieder aufgeschmolzen wird [24]. Ein mehrmaliges Überschweißen der Lasernaht soll aufgrund der Reduzierung der Zerreißfestigkeit daher unterlassen werden [71].

Auch LEE et alii erzielten bei Versuchen mit der Palladium-Legierung Olympia und einem Abstand von 0,0 mm durch Laserschweißen die besten Zugfestigkeitsergebnisse, die Brüche verliefen hauptsächlich an der Lasernaht [38].

GEIS-GERSTORFER et alii führten Zugversuche an gelöteten sowie laser- und plasmageschweiten Prüfkörpern aus Titan durch. Er erzielte durch Lasern die höchsten Zugfestigkeitsergebnisse gegenüber unverarbeiteten Prüfkörpern. In seinen Versuchen, erreichte diese als beste Fügetechnik mittlere Zugfestigkeitswerte von 455 MPa. Lötverbindungen ergaben mittlere Werte von 305 MPa [22]. SLODOSCH stellt bei den durchgeführten Zugversuchen an Titan fest, dass die Wahl der Laserparameter entscheidend für die mechanische Stabilität ist [59].

BEHRENDTS erreichte bei den von ihr gewählten Laserparametern für Titan eine nahezu 100 %ige Zugfestigkeit im Vergleich zu den unbearbeiteten Prüfkörpern. Bei Versuchen mit Nichtedelmetall-Legierungen je nach Wahl der Laserparameter und Legierung zwischen 57 % bis 97 % des Ausgangswertes [2].

Da das Laserschweißen durch ein extrem rasches Schmelzen und Erstarren sowie eine schmale Wärmeeinflusszone des Werkstoffes gekennzeichnet ist, entsteht in der Schweißnaht ein sehr feinkörniges Gefüge. Dieses weist im Vergleich zum gegossenen Werkstück eine höhere Härte auf. Die Zugfestigkeit geschweißter Titanproben kann daher die Werte des gegossenen Grundmaterials übertreffen [39].

Mit dem Einfluss von Schweizusatzmaterial auf die Zugfestigkeit bei EM-Legierungen beschäftigten sich VAHL und van BENTHEM. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass ohne wesentliche Einbuße der Festigkeit so gelasert werden kann. Allerdings erzielten sie bei geringsten Spaltbreiten die besten Festigkeitswerte. Sie empfehlen daher ab einer Spaltbreite von 0,3 mm ein Schweizusatzmaterial [73].

RINKE et alii stellten bei ihren Untersuchungen an sowohl mit als auch ohne Zusatzmaterial lasergeschweiten Cobalt-Chrom-Legierungen fest, dass ohne die Verwendung von Zulegematerial die Zugfestigkeit des Grundwerkstoffes erreicht

werden kann. Es zeigte sich aber eine erhebliche Abhängigkeit der Werte von der verwendeten Legierung. Beim Laserschweißen mit Zulegematerial stellen sie keine so hohe Abhängigkeit von der Zusammensetzung fest. Bei vergleichenden gelöteten Proben, die angefertigt wurden, konnten mit mehr als 80 % Zugfestigkeit des Ausgangsmaterials sehr gute Werte erzielt werden [53].

2.4.3 Normung des Zugversuchs

In der DIN EN 10002 von 1991 ist der Zugversuch für metallische Werkstoffe genormt. Bei dem Testverfahren werden Proben definierter Geometrie zwischen die Backen einer Zerreißmaschine gespannt. Anschließend werden die Proben unter einachsiger ständig steigender Zugbelastung bis zum Bruch verformt. Die Verformung dabei ist in eine elastische und eine plastische zu unterteilen. Die elastische Verformung beschreibt eine Veränderung der Form des Werkstoffes, die jedoch nach Beendigung der einwirkenden Kraft nicht zu einer Verformung führt. Der Werkstoff kann in seine ursprüngliche Lage zurückkehren, bei der plastischen Verformung ist dies nicht der Fall. Bei dem Versuch werden die Längskräfte F und die Verlängerung ΔL der Messstrecke L gemessen. Daraus berechnet sich die Zugspannung $\delta = F/S_0$ und die Dehnung $\varepsilon = \Delta L/L_0$, wobei S_0 und L_0 der ursprüngliche Querschnitt bzw. die ursprüngliche Länge sind. So kann während des Zugversuches das Kraft-Dehnungs-Diagramm der zu untersuchenden Legierung aufgenommen werden, bei dem mit Kenntnis der Probengeometrie das Spannungs-Dehnungs-Diagramm ermittelt wird [17, 56].

Das Spannungs-Dehnungs-Diagramm weist zunächst eine Gerade auf. In diesem Abschnitt ist die Dehnung proportional zur Spannung und wird auch als Hooksche Gerade bezeichnet. In diesem Bereich findet die elastische Verformung statt. Übergang zur plastischen Verformung stellt die Dehngrenze dar, hier geht die Gerade in eine Kurve über, d. h. der Prüfkörper wird gleichmäßig verlängert, bis es zur Einschnürung mit anschließendem Bruch kommt. Ist dieser Übergang stetig, spricht man von einer Dehngrenze, ist er unstetig, von der Streckgrenze. Die 0,2 % Dehngrenze, die in der Werkstoffkunde bestimmt wird, gibt die Spannung an, bei der 0,2 % plastische Dehnung bzw. Verformung eines Werkstoffes bezogen auf seine Ausgangslänge erreicht werden.

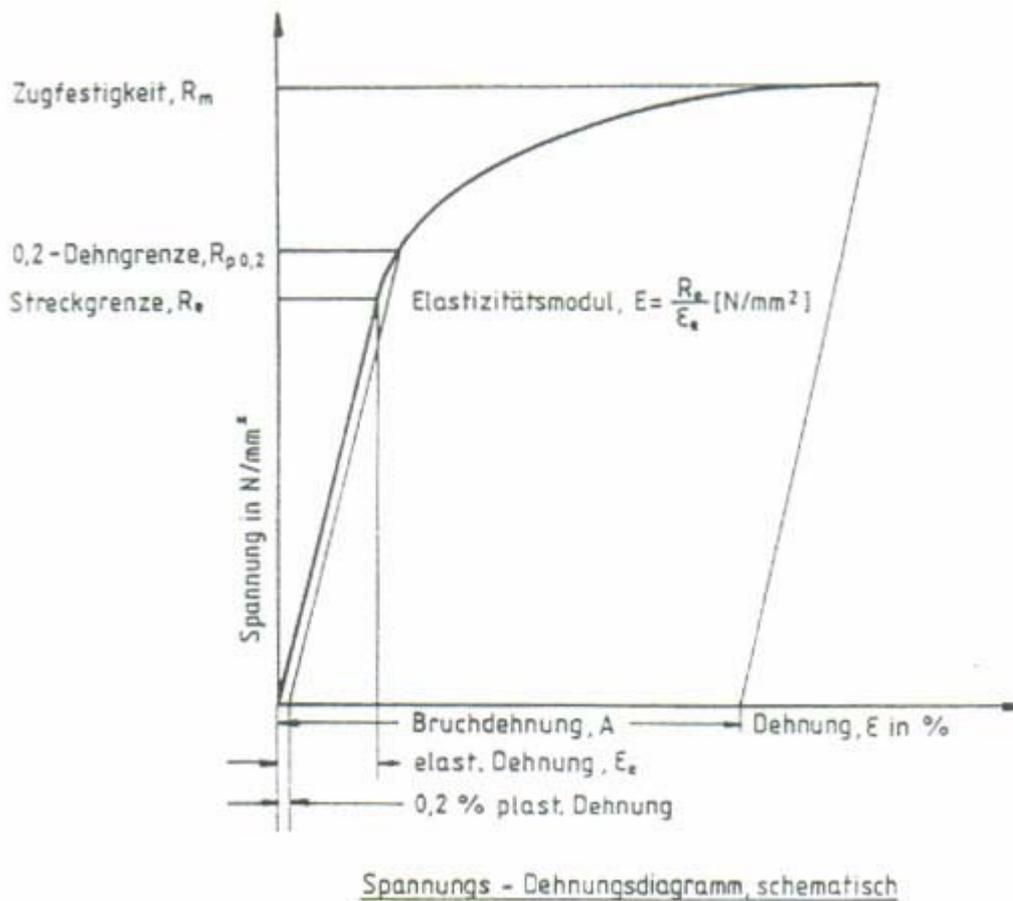


Abb. 1: Schematisches Spannungs-Dehnungs-Diagramm

Das Ziel ist es, die mechanischen Eigenschaften eines Werkstoffes zu bestimmen. Elastizitätsmodul (E), 0,2 % Dehngrenze (R_p), Zugfestigkeit (R_m) und Bruchdehnung A_5 einer Legierung werden in Abhängigkeit von ihrem metallurgischen Zustand untersucht [16].

Der Zugversuch ist für zahnmedizinische Belange in folgenden Normen verankert:

- DIN EN ISO 1562: 1995, Dental-Goldgusslegierungen (Legierungen auf Goldbasis mit mindestens 75 % (m/m) an Gold und Platingruppenmetallen) [13]
- DIN EN ISO 8891: 1995, Dental-Gusslegierungen mit einem Edelmetallanteil von 25 % bis unter 75 % [14]
- DIN EN ISO 9693: 1994, Metall-Keramik-Systeme für zahnärztliche Restaurationen [15]

Die *Zugfestigkeit* (R_m) gibt den höchsten Spannungswert an, der im Laufe der Messung erreicht wird.

Der *Elastizitätsmodul* (E) gilt als Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffes.

Die *Dehngrenze* (R_p) ist diejenige Spannung, die ein Material gerade noch toleriert, ohne sich plastisch zu verformen.

Die *Bruchdehnung* A_5 ist eine relative Längenänderung, bei welcher der Prüfkörper im Zugversuch reißt [16].

Eine Norm- Formulierung eines Versuches mit Kunstspeichelexposition über einen Zeitraum von mehreren Monaten mit anschließendem Zugversuch gibt es bisher nicht, obwohl der klinische Bezug auf der Hand liegt. Auch RIEDEL schlägt eine Erweiterung um diesen praktischen Bezug vor [52].