

1. Einleitung

Die Biokompatibilität dentaler Materialien ist eine der wesentlichen Voraussetzungen für den Einsatz am Patienten. Aus diesem Grund werden bevorzugt Kobalt – Basislegierungen, hochgoldhaltige Edelmetalllegierungen sowie Titan und seine Legierungen verwendet. Was jedoch in der restaurativen Erwachsenenzahnheilkunde vorausgesetzt wird, findet in der Kinderzahnheilkunde kaum Beachtung. Hier wird weiterhin mit nickel – und chromhaltigen Legierungen gearbeitet, die zur Herstellung kieferorthopädischer Geräte häufig miteinander verbunden werden. Die Verknüpfung der Komponenten erfolgt meistens unter zur Hilfenahme von Silber – und Goldloten. Hierbei kommt es zwangsläufig zur Ausbildung eines galvanischen Elements, welches die Freisetzung der unedleren Elemente zur Folge hat. So konnten z.B. WIRZ et al. [108] 1997 zweifelsfrei feststellen, dass sich bei Jugendlichen mit intraoral feststehenden kieferorthopädischen Geräten im Vergleich zu Kontrollgruppen ohne diese Geräte ein signifikant höherer Nickelanteil im Speichel nachweisen ließ.

Bekanntermaßen sind Nickel, Chrom und Kupfer Allergene, die sowohl lokale als auch systemische Reaktionen hervorrufen können [86]. Obwohl es durch eine kieferorthopädische Behandlung nur selten zu allergischen Reaktionen kommt, ist noch nicht hinreichend geklärt, ob diese Therapie neben Piercings, Modeschmuck etc. nicht eine weitere mögliche Ursache für eine spätere Nickel – und / oder Kupferallergie ist.

Anliegen dieser Untersuchungen war es deshalb die Korrosionsstabilität gelöteter Verbindung in Anlehnung an die ISO Norm 10271 mit Hilfe des Mini – Cell – Systems zu bewerten und mit den Nd – YAG – Laser geschweißten zu vergleichen. Unter Berücksichtigung der Ernährungsgewohnheiten wurde außerdem der Einfluss von Coca Cola Light und Eistee untersucht.

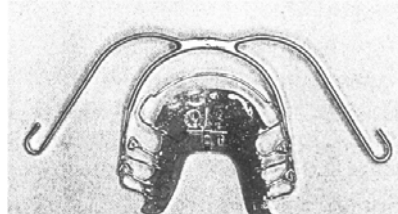
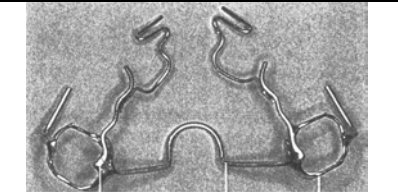
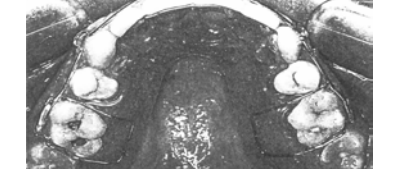
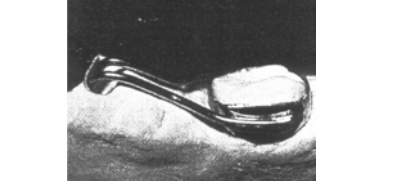
2. Literatur

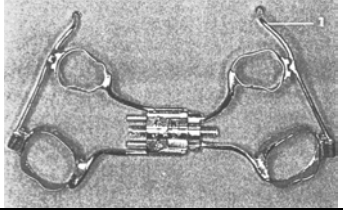

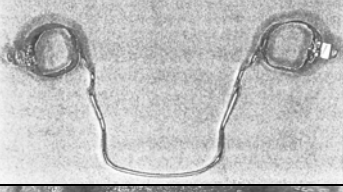

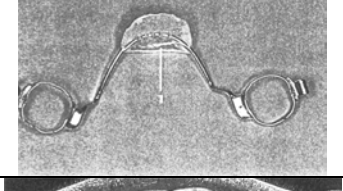

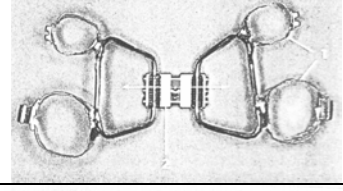
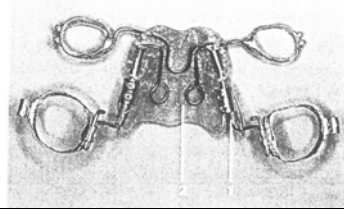
2.1 Kieferorthopädische Geräte mit gelöteten oder geschweißten Anteilen

In der Kieferorthopädie gibt es eine Vielzahl von Apparaturen, deren Einzelkomponenten durch Lötung oder Schweißung zusammengefügt werden müssen, um dadurch die spezifische Geräteform zu erhalten [101].

Hier eine Übersicht der am häufigsten verwendeten Geräte mit den oben genannten starren Verbindungsmöglichkeiten [39, 87, 99]:

Tab.2.1 Wichtige Vertreter kieferorthopädischer Geräte mit starren Verbindungen

Bezeichnung	Aufbau	Abbildung
Oberkieferplatte mit Headgear	- herausnehmbar - vestibulär an Klammern im Seitenzahnbereich befestigtes Headgearröhrchen zur Aufnahme des Innenbogens (Bei festsitzenden Apparaturen sind diese speziellen Röhrchen an Molarenbändern befestigt.)	
Crozat – Gerät	- herausnehmbar - Palatinalbügel ohne Kunststoffbasis als Grundgerüst mit daran befestigten Halte – und Zusatzelementen wie Federn, Häkchen, Stiften	
Hawley – Retainer	- herausnehmbar - mit den Stegen der Halteelemente (Klammern) verbundener Labialbogen	
Lücken – halter	- festsitzend - Kinderkrone oder Stahlband mit vestibulär und oral angelöteter bzw. angeschweißter Drahtschlaufe (Bei der herausnehmbaren Form handelt es sich um eine Kinderprothese.)	

Kopf – Kinn – Kappe	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - Haken für die Gummizüge der Kopf – Kinn – Kappe sind an Molarenbändern angebracht 	
Trans – palatinal – bogen	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - Gaumenbügel kann mit den Molarenbändern verlötet oder verschweißt sein. - auch in Kombination mit einer Multibandapparatür möglich 	
Lingual – bogen	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - Bogen kann mit beiden Molarenbändern fest verbunden sein. 	
Lipbumper	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - lingual oder buccal an Molarenbändern befestigt oder herausnehmbar in Molarenröhrchen eingesetzt, die an den Bändern befestigt sind 	
Nance – Apparatür	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - palatinal an Molarenbänder gelöteter Bogen, der sich mit einer Kunststoffpelotte am Gaumen abstützt 	
Quad – Helix	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - palatinal an Molaren – , eventuell auch Prämolarenbändern gelöteter oder geschweißter 4 – Schlaufen – Feder – Bogen 	
Gaumen – naht – weiterungs – apparatur	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - an 4 Bändern befestigte palatinal gelegene Schraube (Die Bänder sind zur Stabilisierung eventuell auch noch miteinander verbunden.) 	
Distal – Jet	<ul style="list-style-type: none"> - festsitzend - Aufbau ähnlich Gaumennaht – Erweiterungs – apparatur, jedoch hier statt transversaler saggitale Bewegung 	

Da wir uns aus herstellungstechnischen Gründen für Messungen an festsitzenden Platzhaltern entschieden haben, möchte ich gesondert auf dieses Gerät eingehen.

2.1.1 Platzhalter in der kieferorthopädischen Kinderzahnheilkunde

Auf Grund von Karies oder Traumata, Lippen – Kiefer – Gaumen – Spalten und Hypo – bzw. Oligodontien kann es zu einem Fehlen von Milchzähnen und damit zu einem Platzmangel für die nachfolgenden Zähne und / oder einer Elongation des Antagonisten kommen. Diese Missverhältnisse haben häufig eine langwierige kieferorthopädische Therapie im bleibenden Gebiss zur Folge, die in den meisten Fällen durch das Einsetzen von Platzhaltern (Abb.2.1) vermieden werden könnte [14, 87, 99].

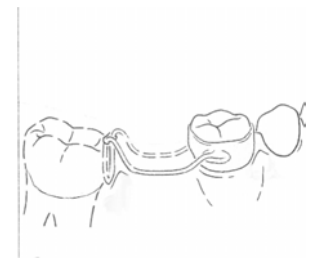


Abb.2.1 Lokaler Lückenhalter

[99]

Eine weitere Indikation ist die temporäre Lückenretention bei Nichtanlage eines permanenten Zahnes. Sie hält den Platz für eine spätere prothetische oder implantologische Versorgung frei [14].

Darüber hinaus werden Kaufunktion, Ästhetik und Phonetik wiederhergestellt [87].

Lückenhalter sind entweder herausnehmbar oder festsitzend [14, 45].

Die festsitzenden Platzhalter sind besonders beim Verlust einzelner 1. Milchmolaren indiziert. Sie bestehen aus einem Metallband oder einer Krone, an welche entsprechend gebogene Drahtschlaufen oder auch Lingualbögen befestigt werden [14, 45, 87, 99].

Entsprechend der dentalen Situation können aber auch zwei Bracketbasen mit einem daran befestigten Abstandsdraht auf die der Lücke benachbarten Zähne geklebt werden [14].

Herausnehmbare Lückenhalter ähneln einer Kinderprothese. Sie bestehen aus einer Kunststoffplatte, in welche Kunststoffzähne, Klammern usw. eingefügt werden können.

Das Wachstum der Kiefer darf jedoch nicht beeinträchtigt werden, deshalb ist es während eines Wachstumsschubs notwendig alle 6 – 9 Monate eine neue anzufertigen [87]. Insbesondere bei vorzeitigem Frontzahnverlust oder Nichtanlage werden herausnehmbare Platzhalter eingesetzt [14, 87].

2.2 Fügetechniken

In der kieferorthopädischen Zahntechnik müssen häufig Drähte und verschiedene andere Metallteile, wie z.B. Kronen, Bänder, Röhrchen, Federn usw., miteinander verbunden oder Labialdrähte und Halteelemente repariert werden.

Das Ziel ist eine sichere dauerhafte Verbindung der Metallelemente ohne nennenswerten Verlust der mechanischen Eigenschaften. Solch ein Verbund kann durch Löten oder Laserschweißen erreicht werden.

Beide Fügetechniken sollen im Folgenden näher erläutert werden.

2.2.1 Löten

Bei diesem thermischen Fügeverfahren, definiert durch DIN 8505 Teil 1 [18], werden zwei metallene Werkstücke mittels eines metallischen Zusatzwerkstoffs (Lot), dessen Liquiduspunkt circa 50 – 150 °C unterhalb des Soliduspunktes der Metallstücke liegt, verbunden. Dadurch erfolgt ohne Aufschmelzung der Fügeflächen eine Benetzung dieser durch das Lot. Im Anschluss kommt es zu einer gegenseitigen Diffusion von Legierungsbestandteilen zwischen den beiden noch heißen Legierungen. Atome des Lotes wandern dabei in die feste, heiße Metalllegierung und umgekehrt. Dadurch hat die Verbindung eine hohe Härte. Es entsteht in diesem Bereich eine neue Legierung [29, 35, 69, 83, 90, 110].

In der Zahntechnik gibt es zwei Lötverfahren: die Freihandlötung und die Lötung mit einem Fixierungsblock. Mit letzterem wird auf Grund der durch den Lötblock bedingten langsameren Abkühlung, welche die Diffusion begünstigt, eine 20 % höhere Zerreißfestigkeit erreicht [83, 110]. Man sollte dabei das Lötobjekt mittels eines Bunsenbrenners (Flammenlötung) und nicht im Ofen erwärmen (Ofenlötung) [102, 103]. WIRZ et al. [102, 103] führten 1990 die bei der Ofenlötung vermehrt auftretenden unverlöteten Flächen auf die unterschiedlichen Wärmeausdehnungen von Lotlegierung und Prüfkörpern zurück, wodurch es zu einem Verschluss und damit zu einem ungenügenden Ausfließen des Lotspaltes kommen kann. Voraussetzungen für eine optimale Lötstelle sind das gleichmäßige Erwärmen dieses Bereiches, da das Lot immer in die Richtung der höheren Temperaturzone fließt, sowie eine möglichst schmale (0,05 bis 0,2 mm) Lötuge. Diese sollte parallelwandig sein und überall den gleichen

Querschnitt haben, um eine Lunkerbildung zu vermeiden. Des Weiteren gewährleistet eine blanke, d.h. von Oxiden und Verunreinigungen freie Oberfläche ein ungestörtes Fließen des Lotes in die Fuge [29, 69, 83, 110].

Da die meisten EM – und alle NEM – Legierungen unedle Elemente enthalten, bildet sich beim Löten eine dünne Oxidschicht, die eine optimale Benetzung der Gussobjekte durch das Lot verhindert. Deshalb muss ein Flussmittel eingesetzt werden, welches die Oxide entfernt [29, 35, 69, 90, 110].

Sowohl bei Flussmittel – und Oxideinschlüssen als auch bei unvollständiger Durchlötung entstehen Lunker und Poren, die sich festigkeitsmindernd auswirken [15, 16, 29, 31, 104].

Der Zugfestigkeitsverlust im Vergleich zu den Grundwerkstoffen betrug bei KOLLMANNSPERGER [58] 1986 25 – 30 %, bei KAPPERT [52] 1989 bis zu 40 %. Eine weitere Folge der Nischenbildung ist die Verfärbung [83, 110] und Erhöhung der Korrosionsanfälligkeit [35, 43, 83].

2.2.2 Laserschweißen

Laserschweißen ist ein relativ junges Verfahren.

Nach DIN 1910 Teil 1 [17] bedeutet Schweißen, dass die Werkstoffe mittels Wärme durch Aufschmelzen der Fügeflächen und / oder unter Anwendung von Kraft miteinander verbunden werden, wobei gegebenenfalls zusätzlich noch ein gleichartiges Zulegematerial verwendet wird [109].

Das erste Laserschweißgerät wurde 1960 von MAIMAN konzipiert.

Seine Konstruktion beruhte auf der Verwendung eines Rubin – Körpers [65, 66].

Heute benutzt man zur Bearbeitung dentaler metallischer Werkstoffe vor allem Nd – YAG (Neodym [Nd] dotierter Yttrium [Y] – Aluminium [A] – Granat [G]) als Lasermedium.

Dieses bestimmt dann die Wellenlänge der emittierten Strahlung [5].

Laserstrahlung befindet sich im infraroten bis ultravioletten Bereich des Lichtes [69].

Sie kann stark fokussiert werden, wodurch im Brennfleck extrem hohe Energiedichten erzeugt werden können [34].

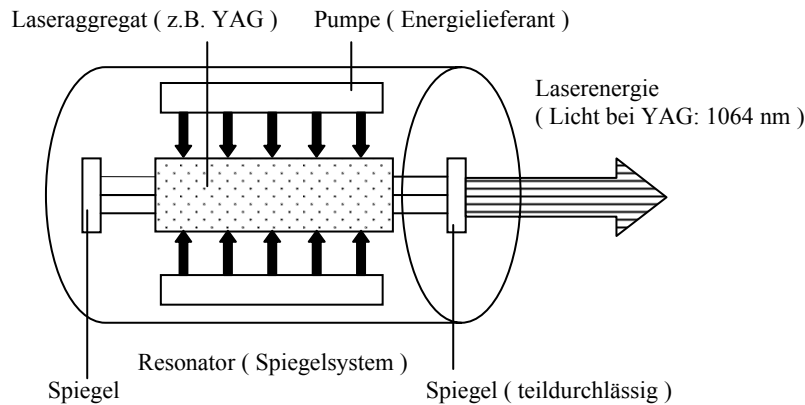


Abb.2.2 Funktionsprinzip eines Lasers [5]

Durch Lichtblitze aus der Anregungslampe (optische Pumpe) werden im laseraktiven Medium (z. B. YAG) Moleküle auf ein höheres Energieniveau gebracht (Abb.2.2). Beim Übergang von diesem in den energetischen Grundzustand geben die Teilchen dann kohärentes, monochromatisches Licht ab, d.h. die Wellenzüge verlaufen nun sowohl zeitlich als auch räumlich gleich und besitzen die gleiche Wellenlänge [5, 34].

Die ausgesandte Strahlung wird durch das reflektierende Spiegelsystem verstärkt und kann diesen so genannten Resonator letztendlich durch einen teildurchlässigen Spiegel verlassen [5, 37].

Es handelt sich somit um Lichtverstärkung durch angeregte Strahlenemission oder auf Englisch Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, abgekürzt LASER [5, 45].

Die parallel gebündelten Strahlen aus dem Laser – Resonator werden anschließend in ein Mikroskop eingespiegelt und mit dessen Objektiv auf dem Schweißpunkt fokussiert. Als Zielvorrichtung dient ebenfalls das Mikroskop [8, 37, 69].

Um ein optimales Ergebnis zu erreichen, muss die Laserimpulsenergie (Spannung, Impulsdauer und Fleckgröße) genau auf das Material abgestimmt werden [8, 69, 95, 96].

Es müssen jedoch keine fixen Schweißparameter eingehalten werden, da sich die Festigkeit der Laserschweißung bei leicht variierenden Parametereinstellungen nur unwesentlich verändert [88].

Hohe Energiedichten, die durch Impulsdauer und Impulsenergie bestimmt werden, führen allerdings auch zum Verdampfen von Metall, woraus Lunker und Poren im Bereich der Schweißfuge resultieren. VAN BENTHEM et al. [96] konnten bereits 1981 eine dadurch bedingte Abnahme der Zerreißfestigkeit nachweisen, 1996 durch GUNDLACH et al. belegt

[40]. Diese Probleme treten vorwiegend ohne Verwendung eines Schweißzusatzwerkstoffs beim Tiefschweißen auf. Aus diesem Grunde empfahlen GUNDLACH et al. [40, 41] 1996 die Verwendung eines gleichartigen Zusatzmaterials, welches in die Schweißfuge „getropft“ wird und den verdampften Werkstoff ersetzt. Dieses Verfahren nennt sich Wärmeleitungsschweißen. Infolge der Materialgleichheit ist die Verbindung frei von galvanischen Spannungen [52].

2.2.3 Löten und Laserschweißen – ein Vergleich

Da der Zusammenhang zwischen Biokompatibilität und Korrosivität eindeutig nachgewiesen ist [86], sollte das Laserschweißen zur Risikominderung alternativ zum Löten verwendet werden [43, 46, 63, 93, 98, 104, 107], denn beim Schweißen werden Legierungen mit gleichartigem Zulegematerial verbunden, die Verbindung ist somit frei von galvanischen Spannungen [52].

Dies ist gerade für kieferorthopädische Geräte wichtig, denn für diese werden vor allem Nichtedelmetalllegierungen, z.B. rostfreie Stähle, verwendet, für die es keine gleichartigen Lote gibt. Deshalb werden die in der Kieferorthopädie vorwiegend eingesetzten Silberlote nur nach ihren zum Grundwerkstoff passenden Arbeitstemperaturen ausgewählt [14]. Um einen entsprechenden Liquiduspunkt zu erhalten, bestehen diese Lotlegierungen zu einem Großteil aus niedrig schmelzenden Elementen (Nichtedelmetalle) [69]. Durch diese unterschiedliche Zusammensetzung von Metalllegierung und Lot kommt es zu elektrochemischen Potentialdifferenzen, welche eine Kontaktkorrosion hervorrufen [4, 93]. Dabei hat der unedlere Partner eine höhere Korrosionstendenz [14]. Aus diesem Grunde ist das Lötergebnis auch bei sorgfältigstem Arbeiten und unter Beachtung aller Verarbeitungsvorschriften nur unbefriedigend [14, 107].

Werden durch die Korrosion für den Körper unverträgliche Ionen freigesetzt, können diese allergische Reaktionen auslösen [28, 64, 69, 73, 107].

Beim Lasern wird im Gegensatz zum Löten eine homogene Verbindung geschaffen, da diese Fügetechnik durch eine tiefe, aber schmale Wärmeeinflusszone und extrem schnelles Schmelzen und Erstarren gekennzeichnet ist [52, 69]. Dagegen enthält die häufig inhomogene Lötzone Lunker und Poren [52], welche sich festigkeitsmindernd [31, 52, 70, 104] und korrosionsfördernd [35, 43, 70] auswirken. Die Bruchgefahr ist damit erhöht [84] und die Qualität nicht reproduzierbar [70]. PRESTON und REISBICK [79] stellten 1975 sogar eine

um 35 % niedrigere *Zerreißfestigkeit* gelöteter Nichtelegmetalle im Vergleich zu geschweißten fest.

Auf Grund der punktuellen Erwärmung kommt es nur zu einer geringfügigen Wärmebelastung der nächsten Umgebung der Schweißstelle. Dadurch sind Schweißungen direkt auf dem Arbeitsmodell möglich, wodurch der Zeitaufwand reduziert und eine höhere Präzision erreicht werden kann [70, 93, 95, 96, 97].

2.3 Einteilung von kieferorthopädischen Legierungen

Die meisten heute verwendeten Metalle sind Legierungen. Das bedeutet, dass sie aus mehreren Metallen oder einem Metall und einem oder mehreren Nichtmetallen bestehen, wie z. B. Kohlenstoff. Sie werden nach dem Grundmetall, das den prozentualen Hauptanteil darstellt, und charakteristischen Zusätzen benannt.

Die Herstellung erfolgt in den meisten Fällen durch das Zusammenschmelzen der einzelnen Komponenten aber auch durch das Sintern. Dabei werden die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Basismetalls verändert. Die Legierung besitzt im Gegensatz zum reinen Metall keinen definierten Schmelzpunkt mehr, sondern ein Schmelzintervall [9].

KFO – Legierungen werden nach ihren Bestandteilen wie folgt eingeteilt [14]:

- | | |
|---|---------------------------------|
| - Chrom – Nickel – Stähle | - Nickel – Titan – Legierungen |
| - Manganstähle | - β – Titan – Legierungen |
| - Kobalt – Chrom – Nickel – Legierungen | - cp – Titan |

Für kieferorthopädische Drähte gilt DIN 13971 [23].

2.3.1 Anforderungen an Legierungen in der Kieferorthopädie

Die Legierungen sollen folgende Anforderungen erfüllen [14, 69]:

Tab.2.2 Anforderungen an kieferorthopädische Legierungen

- Bioverträglichkeit	- Biegefestigkeit
- Korrosionsstabilität	- Geringe Temperaturleitung
- Verschleißfestigkeit	- Hohe Passgenauigkeit
- Einfache Verarbeitung	- Ästhetik
- Elastische Verformbarkeit	- Wirtschaftlichkeit

2.3.2 Chrom – Nickel – Stähle (Nichtrostende austenitische Stähle)

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Eisen Rest

Chrom 16 – 19 %

Nickel 7 – 15 %

Mangan 2%

Silicium, Kohlenstoff, eventuell Molybdän

Tab.2.3 Beispiele für die chem. Zusammensetzung in Gew. % + Rest Fe [80, 81, 82]

Lfd.-Nr.	Nummer (DIN)	C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni	P	S	Sonst.
1.000	1.4301	≤0,07	≤1,0	≤2,0	17,0-19,5	-	8,0-10,5	≤0,045	≤0,03	N≤0,11
1.001	1.4303	≤0,06	≤1,0	≤2,0	17,0-19,0	-	11,0-13,0	≤0,045	≤0,03	N≤0,11
1.002	1.4305	≤0,10	≤1,0	≤2,0	17,0-19,0	-	8,0-10,0	≤0,045	0,15-0,35	N≤0,11 Cu≤1,0
1.003	1.4310	0,05 - 0,15	≤2,0	≤2,0	16,0-19,0	≤0,8	6,0-9,5	≤0,045	≤0,015	N≤0,11
1.004	1.4401	≤0,07	≤1,0	≤2,0	16,5-18,5	2,0-2,5	10,0-13,0	≤0,045	≤0,03	N≤0,11

1.005	1.4404	≤0,03	≤1,0	≤2,0	16,5-18,5	2,0-2,5	10,0-13,0	≤0,045	≤0,03	N≤0,11
1.008	1.4541	≤0,08	≤1,0	≤2,0	17,0-19,0	-	9,0-12,0	≤0,045	≤0,03	Ti 5 x C bis 0,7
1.010	1.4435	≤0,03	≤1,0	≤2,0	17,0-19,0	2,5-3,0	12,5-15,0	≤0,045	≤0,025	N≤0,11
1.011	AISI 302	≤0,15	≤1,0	≤2,0	17,0-19,0	-	8,0-10,0	≤0,045	≤0,03	-
1.012	AISI 302B	≤0,15	2-3	≤2,0	17,0-19,0	-	8,0-10,0	≤0,045	≤0,03	-
1.013	AISI 304	≤0,08	≤1,0	≤2,0	18,0-20,0	-	8,0-10,5	≤0,045	≤0,03	-

Aus den oben genannten Legierungen werden Bänder, Schrauben, Hilfsteile (Metallbrackets, Röhrchen etc.) und Drähte vor allem für herausnehmbare kieferorthopädische Geräte gefertigt [30].

Die Drähte werden nach der Festigkeitsvorschrift DIN 50145 in verschiedenen Härten, z.B. hart und federhart, angeboten [30]. Weiterhin ist für die Wahl des Drahtes entscheidend, dass die Flexibilität umgekehrt proportional zum Drahtdurchmesser ist. Deshalb verwendet man für Halteelemente einen größeren Drahtdurchmesser als für Bewegungselemente [69].

KYPREOS [61] stellte 1995 in seinem Siebentagetest große Unterschiede in der Korrosionsanfälligkeit dieser kieferorthopädischen Drähte fest. Kappert 's et al. Ergebnisse [51] 1988 und auch FITJER 's Studien [32] 1999 ergaben eine generell erhöhte Korrosionsbereitschaft dieser Drähte.

Legierungen auf Eisen – und Nickelbasis sind auch nach Meinung von WIRZ et al. [105] 2001 besonders korrosionsanfällig und damit potentiell allergisierend [108], wobei molybdänhaltige Chrom – Nickel – Stähle wiederum korrosionsstabiler sind als molybdänfreie [106].

2.3.3 Manganstähle (Nickelarme Stähle)

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Eisen	Rest
Chrom	16 – 19 %
Mangan	18 %
Molybdän	2 %
Stickstoff	1 %
Nickel	0 – 0,2 %

Tab.2.4 Beispiele für die chem. Zusammensetzung in Gew. % + Rest Fe [80, 81, 82]

Lfd.-Nr.	Nummer (DIN)	C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni	P	S	Sonst.
1.006	1.4456	≤0,1	≤1,0	16,0-20,0	16,0-20,0	1,8-2,5	≤0,3	≤0,05	≤0,05	V≤0,2 N 0,7-1,0

Sie werden alternativ zu den nicht rostenden Stählen bei Patienten mit einer Nickelallergie eingesetzt und haben ähnliche physikalische Eigenschaften wie Chrom – Nickel – Stähle [69].

Nickelarme Drähte setzen eine erhöhte Menge an Mangan frei und sehr geringe Mengen an Nickel [61]. Ihre Korrosionsanfälligkeit ist nach FITJER [32] 1999 deutlich geringer als die von Chrom – Nickel – Stählen. Sie tragen zur Verbesserung der Mundbeständigkeit kieferorthopädischer Geräte bei [105].

2.3.4 Kobalt – Chrom – Nickel – Legierungen

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Kobalt	40 – 45 %
Nickel	15 – 22 %
Chrom	18 – 20 %

Eisen 5 – 17 %

Molybdän 4 – 7 %

Silicium, Mangan, Kohlenstoff

Tab.2.5 Beispiele für die chem. Zusammensetzung in Gew. % + Rest Fe [80, 81, 82]

Lfd.-Nr.	Ni	Fe	Mn	Cr	Mo	W	Ti	Si	C	Co	S	Sonst.
3.000	19-23	4-6	≤1,0	18-22	3-5	3-5	0,1-2,0	≤0,5	≤0,03	Rest	≤0,1	-
3.001	14-16	Rest	1,0-3,0	19-21	6-8	-	-	-	≤0,3	38-42	-	Be 0,01-0,09

Kobalt – Chrom – Nickel – Legierungen haben ihre Hauptindikation bei den festsitzenden kieferorthopädischen Geräten. Aus ihnen stellt man die klassischen Drähte für die bioprogressive Technik nach RICKETTS her [69]. Weitere Anwendung finden sie bei der Innenbogentechnik, z.B. der Crozat – Technik [30].

Sie sind sehr korrosionsbeständig [4, 32, 51, 61, 92, 105].

2.3.5 Nickel – Titan – Legierungen

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Nickel 55 %

Titan 45 %

Tab.2.6 Beispiele für die chem. Zusammensetzung in Gew. % + Rest Fe [80, 81, 82]

Lfd.-Nr.	Ni	Fe	Ti	C	Al	O	H	N	Sonst.
3.200	50-60	≤0,5	Rest	≤0,1	≤0,1	≤0,1	≤0,01	≤0,01	-
3.201	50-60	≤0,5	Rest	≤0,1	≤0,1	≤0,1	≤0,017	≤0,01	Cu <1,0
3.202	50-60	-	Rest	-	-	-	-	-	-

Diese Legierung wurde um 1960 im **Naval Ordnance Laboratory** von W. F. Buehler entwickelt und als Nitinol bekannt. Ihr Name setzt sich aus den Abkürzungen der Legierungselemente **Nickel** und **Titan** und den Anfangsbuchstaben der Forschungseinrichtung zusammen [30].

Bei der Wahl des Materials für die Nivellierungsphase der festsitzenden Behandlung lösten Nitinol – Drähte die Twistflex – Drähte, die aus 3 – 8 miteinander verseilten, dünnen hochelastischen Stahldrähten bestanden, ab. Grund dafür ist die „Super – oder Pseudoelastizität“ dieser Drähte, die durch die hohe Dehnbarkeit bei geringer Spannungszunahme entsteht [27]. Wegen ihres „Memory - Effekt“ üben Nickel – Titan – Drähte über lange Zeit kontinuierlich eine geringe Kraft auf die Zähne aus, ohne dass eine Nachaktivierung notwendig wäre [69]. Da in diese Bögen jedoch keine Loops, die der Drahtverlängerung und damit der Erhöhung der Flexibilität dienen, eingebracht werden können, sind sie in der kieferorthopädischen Behandlung nur begrenzt einsetzbar.

Diese Drähte besitzen eine gute Mundbeständigkeit [105].

Sie erzielten beim Korrosionstest von KYPREOS [61] 1995 sehr gute Ergebnisse.

2.3.6 β – Titan – Legierungen (Titan – Molybdän – Legierungen)

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Titan > 70 %

Molybdän 11,5 %

Aluminium, Chrom, Vanadium, Zirkonium in unterschiedlichen Mengen und Kombinationen

Tab.2.7 Beispiele für die chem. Zusammensetzung in Gew. % + Rest Fe [80, 81, 82]

Lfd.-Nr.	Mo	Ti	Sonst.
3.203	11,5	78	Zr ≤ 6 Sn ≤ 4,5

Die elastischen Eigenschaften dieser Drähte liegen zwischen denen von Stahl und Nickel – Titan. β – Titan – Drähte besitzen eine geringere Steifigkeit als Stahldraht und üben deshalb kleinere

Kräfte auf den Zahn aus. Das ist der Grund für ihren Einsatz in der Segmentbogentechnik nach BURSTONE [69]. Außerdem besitzen sie eine hohe Korrosionsbeständigkeit [51, 61]. Titan und titanhaltige Produkte korrodieren sogar in 10 % igem Eisenchlorid nur leicht, ganz im Gegensatz zu Chrom – Nickel – Stählen, Kobalt – Chrom – Legierungen [105] oder Nickel – Titan – Legierungen [108].

2.3.7 cp – Titan (commercial pure, technisch reines Titan)

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Titan > 99 %

Die Konzentration an Fremdelementen ist nach DIN 17850 festgelegt (Tab2.8) [22].

Tab.2.8 Zusammensetzung von Reintitan in Gew. % (maximal) nach DIN 17850 [22, 69]

Reinheitsgrad	Fe	O	N	C	H	Ti
Ti 1	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	Rest
Ti 2	0,20	0,20	0,05	0,06	0,013	Rest
Ti 3	0,25	0,25	0,05	0,06	0,013	Rest
Ti 4	0,30	0,35	0,05	0,06	0,013	Rest

Tab.2.9 Beispiele für die chem. Zusammensetzung in Gew. % + Rest Fe [80, 81, 82]

Lfd.-Nr.	Nummer (DIN)	Fe	O	N	C	H	Ti
3.100	3.7025	≤0,15	≤0,12	≤0,05	≤0,06	≤0,013	Rest
3.101	3.7065	≤0,30	≤0,35	≤0,05	≤0,06	≤0,013	Rest

Titan besitzt eine besonders hohe Affinität zu Sauerstoff. Deshalb entsteht in wässrigen Lösungen innerhalb von Bruchteilen einer Sekunde eine Oxidschicht auf den Titanoberflächen.

Diese Schicht passiviert die Metalloberfläche und verhindert elektrochemische Reaktionen. Spontane Passivierung und auch Repassivierung bei Zerstörung der Schutzschicht sind der Grund für die hohe Korrosionsresistenz [91, 92, 105] und damit verbundenen hohen Biokompatibilität [69].

Aus diesem Grund werden u. a. Metallbrackets daraus hergestellt [80].

2.3.8 Eigenschaften der Legierungsbestandteile

Beschrieben werden nur Elemente, die in den in Abschnitt 2.3 EINTEILUNG VON KIEFERORTHOPÄDISCHEN LEGIERUNGEN genannten Materialien vorhanden sind, geordnet in alphabetischer Reihenfolge (Tab.2.10) [69, 86, 89, 106, 109].

Tab.2.10 Eigenschaften der Elemente

Chrom (Cr)	erhöht Mundbeständigkeit, aber auch Allergierisiko
Eisen (Fe)	erzielt durch besseres Gefüge größere Härte
Kobalt (Co)	Basismetall mit geringer Warmschrumpfung und hoher Festigkeit hohe allergene Potenz
Kupfer (Cu)	Steigerung von Härte und Gießbarkeit senkt die Korrosionsbeständigkeit besitzt allergene Potenz
Mangan (Mn)	bewirkt Härtesteigerung
Molybdän (Mo)	Erhöhung der Bruchdehnung Senkung der Korrosionsanfälligkeit
Nickel (Ni)	verbessert die Verarbeitungseigenschaften besitzt hohe allergene Potenz
Silber (Ag)	erhöht die Bruchdehnung und den Wärmeausdehnungskoeffizienten erniedrigt die Schmelztemperatur
Silizium (Si)	führt zur Vergütung
Titan (Ti)	hohe Korrosionsbeständigkeit und Härte
Zink (Zn)	senkt die Schmelztemperatur und die Härte herab fördert die Korrosionsanfälligkeit und die Fließfähigkeit

2.4 Lotlegierungen

Nach DIN 8505 Teil 2, [19] wird der Lötvorgang mit einem Lot, dessen Liquidustemperatur unter 450° C liegt als „Weichlöten“ bezeichnet. Besitzt das Lot eine höhere Arbeitstemperatur spricht man vom „Hartlöten“.

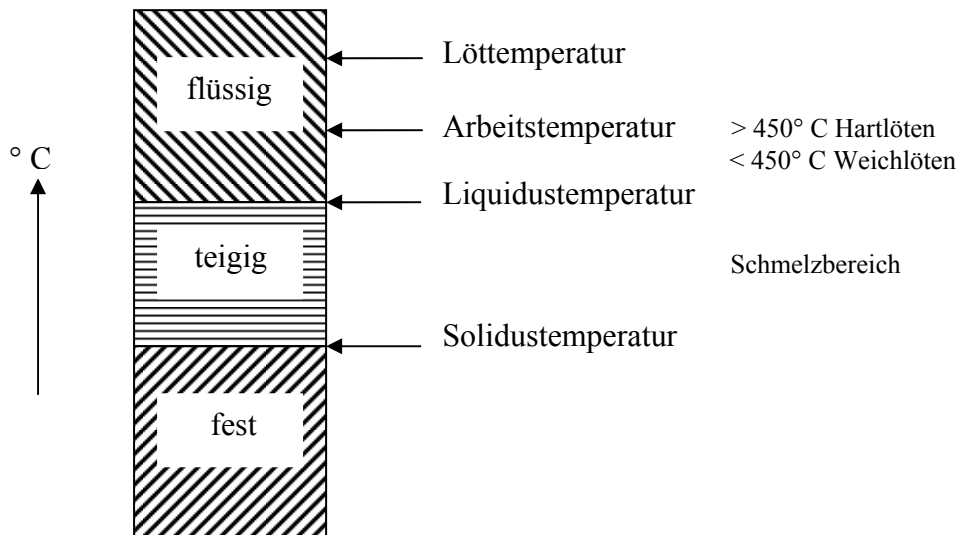


Abb.2.3 Begriffe der Löttechnik [56]

Die in der heutigen Zahnheilkunde eingesetzten Lote haben einen Schmelzbereich, der sich aus der Differenz zwischen der Solidus – und der Liquidustemperatur ergibt (Abb.2.3).

„Oberhalb der Liquidustemperatur erreicht das Lot die Arbeitstemperatur. Diese ist definitionsgemäß die niedrigste Oberflächentemperatur an den zu verbindenden Grundwerkstoffen, bei der das Lot zu fließen beginnt. ... Die entscheidende Rolle beim Lötvorgang spielt jedoch die Löttemperatur, die deutlich höher liegt als die Arbeitstemperatur. Die Höhe der Löttemperatur ist abhängig vom Benetzungsverhalten des Lots auf dem Grundwerkstoff.“ [56]

In der Zahntechnik wird vor allem im Temperaturbereich zwischen 750° C – 1100° C gearbeitet. Deshalb sind diese Lötungen als Hartlötungen zu bezeichnen [56, 90].

Die Normung der Lote und ihrer Eigenschaften erfolgt nach DIN EN 29333 [24].

Nach der Art der Legierungen und deren Arbeitstemperaturen unterscheidet man folgende Lotarten (Tab.2.11) [110]:

Tab.2.11 Lotarten

Weichlote	
Reine Lote	Zusammengesetzte Lote
<ul style="list-style-type: none"> - Sie finden keine Verwendung in der Zahntechnik. - z. B. Zinn – Lot 	<ul style="list-style-type: none"> - Sie enthalten meistens Blei und Zinn. - Da sie nicht mundbeständig sind und keine große Festigkeit besitzen, werden sie nur selten und dann auch nur für temporäre Arbeiten verwendet.
Hartlote	
Unedle Hartlote	Edle Hartlote
<ul style="list-style-type: none"> - Es handelt sich um Messinglegierungen mit Kupfer, Zinn und Zink. - Da sich ihre unedlen Komponenten im Mund herauslösen können, werden sie nur bei Phantomarbeiten angewendet. 	<ul style="list-style-type: none"> Man unterscheidet Goldlote, Silberlote und NEM – Lote.

Für jede Legierungsgruppe gibt es zwei bis drei Lote. Eins ist für die Hauptlötung, ein weiteres für die Zweitlötung [35] und eventuell ein drittes für die Reparaturlötung [90] vorgesehen. Ihre Arbeitstemperaturen sind abnehmend, um die vorangegangene Lötung nicht zu beschädigen [90].

Die Arbeitstemperatur des Lotes, die etwas höher ist als sein Schmelzpunkt, liegt circa 50 °C – 150° C unter dem Soliduspunkt des zu verlötenden Werkstoffs, um ein versehentliches Aufschmelzen der Gussobjekte zu verhindern [35, 67, 69].

Die Herabsetzung des Schmelzintervalls, Differenz zwischen Liquidus – und Solidustemperatur, erreicht man durch das Zulegieren geringer Mengen unedler Elemente, die einen relativ niedrigen Liquiduspunkt haben, z. B. Zinn: 232° C , Zink: 419° C [67, 83].

Die unterschiedliche Zusammensetzung ist die Ursache für das individuelle Korrosionsverhalten der Lote. Mit abnehmendem Gehalt an edlen Bestandteilen nimmt die Korrosionsbeständigkeit ab. Auf Grund ihres im Vergleich zum Erstlot noch höheren Anteils an unedlen Zusätzen sind Zweitlote daher besonders kritisch zu betrachten [35, 69].

Bei der Auswahl des Lotes muss darauf geachtet werden, dass im Lot die Komponenten von der zu lötenden Legierung enthalten sind, um die elektrochemische Potentialdifferenz zu minimieren. Diese würde sonst zwangsläufig zu einer Kontaktkorrosion führen [67, 69, 90].

In der kieferorthopädischen Zahntechnik werden hauptsächlich Nichtedelmetalllegierungen gelötet. Hier verwendet man vor allem Silber – und auch Goldlote, z. T. mit eingeschlossenem Flussmittel.

2.4.1 Lote auf Goldbasis

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Gold	40 – 80 %			
Platin	0 – 15 %			
Silber	bis zu % 40			
Nichtedelmetalle	2 – 45 %			
	(Kupfer	0 – 30 %	Zink	0 – 15 %
	Indium	0 – 9 %	Nickel	0 – 16 %)

Etwa 90 % aller im Handel angebotenen Dentallote entsprechen ihnen [69, 90].

Sie können für die meisten Dentallegierungen, für Verbindungen von EM - Legierungen untereinander und für NEM – Legierung mit EM – Legierung, verwendet werden [12, 29, 90, 110].

Als Mehrstoffsysteme enthalten sie Gold, Platin, Silber als Basis und Zusätze zum Herabsetzen der Schmelzintervalle, wie z.B. Zn [57, 110].

Durch die Menge dieser Zusätze werden bei gleicher Karatzahl (Feingoldgehalt) der Goldlegierung die individuellen Schmelzintervalle bestimmt [110]. Sie liegen zwischen 750 – 900° C [12].

In der Zahntechnik muss der Feingoldgehalt der Lote mindestens 18 Karat betragen. Ist der Anteil geringer, wie z.B. bei Schmuckloten, sind sie nicht mehr mundbeständig [110].

Durch Platinzusätze in Goldloten werden die ohnehin gute Fließfähigkeit, das homogene Gefüge und die gute Mundbeständigkeit [58] noch verbessert [110].

2.4.2 Lote auf Silberbasis

Chemische Zusammensetzung [69] (Angaben in Gew. %)

Silber	bis zu 70 %			
Gold	10 – 20 %			
Palladium	0 – 15 %			
Nichtedelmetalle	20 – 30 %			
	(Kupfer	10 – 20 %	Zink	5 – 10 %
	Indium	0 – 5 %	und Zinn)

Anwendungsbereich der oben genannten Silberlote ist vor allem das Löten von Nichtedelmetallen, besonders von Edelstahl. Aus diesem Grund kommen sie bevorzugt bei der Anfertigung von kieferorthopädischen Geräten zum Einsatz [12, 14, 29].

Silberlote beruhen entweder auf einer Silber – Palladium – oder einer Silber – Zinn – Basis und enthalten wie die Goldlote Zusätze zum Herabsetzen des Schmelzintervalls [110].

Durch die geringe Schmelztemperatur, die Schmelzintervallgrenze liegt zwischen 600 – 750 °C, wird die Gefahr von Löt Schäden reduziert [12]. Treten verfahrensbedingt dennoch Lötfehler auf, kommt es zu einer Erhöhung der Korrosionsanfälligkeit der Silberlotverbindung [43].

Dagegen sind diese Lote bei guter Verarbeitung korrosionsstabil, aber nicht immer anlaufbeständig, besonders auf Silber – Zinn – Basis verfärben sie sich braun bis schwarz durch die Bildung von Silbersulfid [110].

2.4.3 Lote auf Nickelbasis

Chemische Zusammensetzung [69], z. B. (Angaben in Gew. %)

Nickel	60 %
Chrom	20 %
Molybdän	5 %
und Eisen, Boron, Silicium	Rest

Für Korrosion sind Lote auf Nickelbasis besonders anfällig [69, 85].

2.4.4 Lote auf Kobalt – Chrom – Basis

Chemische Zusammensetzung [69], z. B. (Angaben in Gew. %)

Kobalt	60 %
Chrom	28 %
Molybdän	3 %
und Eisen, Boron, Silicium	Rest

Diese Lote gelten als korrosionsstabil [69, 85].

Sie werden, wie auch die Nickel – Chrom – Lote, zum Verbinden von NEM – Legierungen verwendet, z. B. für Reparaturen, zum Verschließen von Lunkern, zur Befestigung von Prothesenelementen an Modellgussprothesen [110].

2.5 Flussmittel

Fast alle Edelmetalllegierungen enthalten zur Verbesserung ihrer mechanischen Eigenschaften unedle Bestandteile. Beim Erwärmen bilden diese mit dem Sauerstoff der Luft Oxide, die das Fließen des Lotes verhindern. Aus diesem Grund werden Flussmittel verwendet, die die Oxide entfernen und die Bildung neuer verhindern [12, 56, 67, 110].

Die zurzeit auf dem Markt befindlichen pulverförmigen Flussmittel setzen sich aus Borverbindungen, z.B. Natriumtetraborat ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7$), Fluoriden und Alkalihalogeniden zusammen [67, 110].

Beim Löten zerfallen die Borverbindungen, und es entsteht das Borsäureanhydrit B_2O_3 , welches die Oxide löst [67, 110].

Eine Beispielreaktion ist: $\text{CuO} + \text{B}_2\text{O}_3 \rightarrow \text{CuB}_2\text{O}_4$ (Kupferborat) [110].

Die beim Schmelzen durch das Flussmittel gebildete glasige Schicht soll während des Lötvorgangs einen erneuten Zutritt von Sauerstoff verhindern [67, 110]. Nach dem Abkühlen

müssen die Flussmittelreste durch Erhitzen des Werkstücks in 10 % iger Schwefelsäure entfernt werden [83, 110].

DIN 8511 (Teil 1 und 2) teilt die Flussmittel nach ihrem Anwendungsbereich ein [20, 21, 90].

Für die in der Zahntechnik angewandten Lötungen mit einem Temperaturbereich zwischen 750° C – 1100° C wird der so genannte Typ F – SH 2 verwendet [90].

Flussmittel haben unterschiedliche Wirkungsweisen. Diese können einzeln oder kombiniert auftreten [110]. Man unterscheidet:

Lösende Flussmittel: - Anwendung beim Hartlöten von EM – Legierungen
- Die Oxide werden abgelöst.

Reduzierende Flussmittel: - Indirekte Anwendung
durch den Einsatz von Kohle – Schmelzriegeln in Gussapparaten
- Sie entziehen den Metalloxiden den Sauerstoff und lösen diese dadurch auf.

Ätzende Flussmittel: - Verwendung beim Weichlöten
- Sie lösen die gebildeten Metalloxide auf und ätzen die Oberfläche an.

2.6 Korrosion

2.6.1 Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle

Viele Metalle können spontan mit wässrigen Lösungen oder Gasen unter Ablauf einer Redoxreaktion Verbindungen bilden, die chemisch stabiler sind als ihr Ausgangszustand. Doch dies ist unerwünscht, da dabei das Material geschwächt und das Aussehen nachteilig beeinflusst wird. Man nennt diesen Vorgang Korrosion [12], nach DIN – Norm 50900 festgelegt [25]. Dieser Begriff leitet sich von dem lateinischen Wort *corrodere* ab und bedeutet soviel wie zerstören.

In der Mundhöhle gibt es ideale Bedingungen für die Korrosion, da man dort neben Feuchtigkeit Temperaturveränderungen und einen sich mit jeder Nahrungsaufnahme verändernden pH – Wert vorfindet [12].

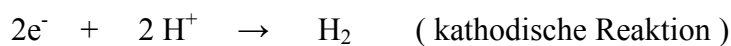
Die Grenzfläche Metall / Elektrolyt (Speichel) bildet ein galvanisches Halbelement bei dem die Elektronenfreisetzung (anodische Reaktion) und der Elektronenverbrauch (kathodische Reaktion) im Gleichgewicht stehen [69].



Sobald Elektronen erzeugt werden, entsteht an der Metalloberfläche ein elektrisches Potential, welches für jedes Metall spezifisch ist. Dieses so genannte Standardelektrodenpotential ist ein Maß für die Tendenz zur Korrosion [12].

Korrosion bedeutet, dass kontinuierlich Ionen freigesetzt werden, was wiederum den stetigen Verbrauch von Elektronen voraussetzt [69].

- Im sauren Milieu erfolgt dies durch die Bildung von Wasserstoff aus Wasserstoffionen.



- In einem gut belüfteten, sauerstoffreichen Milieu kann Sauerstoff zu Hydroxydionen reduziert werden.



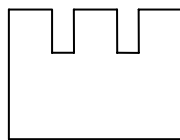
- Kommt es in der Mundhöhle zum Kontakt zweier unterschiedlicher Metalle fließen die Elektronen vom unedleren Element mit dem niedrigeren Standardelektrodenpotential (Anode) zum edleren. An der Kathode werden dann die Elektronen z.B. durch die Bildung von Wasserstoff verbraucht (galvanisches Element) [12].

Die anodische Reaktion ist bei der Korrosion immer die Metallauflösung.

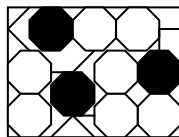
Einige Metalle sind in der Lage eine Oxidschicht zu bilden, die in Gegenwart eines bestimmten Elektrolyten stabil ist. Diesen Vorgang nennt man Passivierung [12, 36].

2.6.2 Korrosionsformen

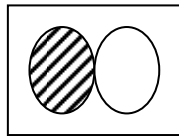
Das Erscheinungsbild von durch Korrosion beeinflussten Metalloberflächen kann sehr unterschiedlich ausfallen (Abb.2.4). Man unterscheidet zwischen gleichmäßiger Korrosion, Korngrenzenkorrosion oder Lochfraß.



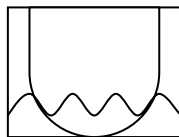
Lochfraß Die Korrosion erfolgt nur an einigen Stellen und unterminiert die benachbarten Teile, die dann einbrechen können. Sie kann entstehen durch selektive -, Kontakt -, Spalt – oder Spannungsrißkorrosion



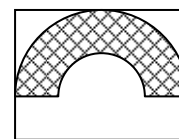
Selektive Korrosion Bei heterogenen Gefügen und Legierungen kann es zu einem Herauslösen der unedleren Bestandteile, z. B. Nickel und Chrom, kommen.



Kontakt – korrosion Sind verschiedene Legierungen miteinander kombiniert, tritt auf Grund der unterschiedlichen elektrochemischen Eigenschaften Kontaktkorrosion auf. Die unedlere Legierung ist die Anode.



Spalt – korrosion Die häufigste Form der Korrosion ist jedoch die Spaltkorrosion. Hierbei bilden die schlecht belüfteten Spalträume, z. B. Doppelkronen, Geschiebe, Kronenränder im Gingivasulkus, mit der erhöhten Wasserstoffkonzentration die Anode und die Nachbarregionen mit der im Vergleich höheren Sauerstoffkonzentration die Kathode.



Spannungs – rißkorrosion Bei der mechanischen Bearbeitung durch Kaltverformung von Metallen, z.B. Biegen, kommt es zu Strukturveränderungen. Es entstehen verformte, anodisch reagierende, und unverformte, sich kathodisch verhaltende, Zonen.

Abb.2.4 Korrosionsformen [60, 110]

2.6.3 Korrosionsfestigkeit kieferorthopädischer Therapiemittel

Auf Grund ihrer Form und Struktur können an metallischen Therapiemitteln anodische und kathodische Reaktionen auf engstem Raum stattfinden. Dies wird als Lokalelement bezeichnet und ist die ideale Voraussetzung für die elektrochemischen Vorgänge [69].

KRATZENSTEIN et al. [60] konnten 1985 an KFO – Apparaturen aus KFO – Stählen nach 6 Monaten Tragezeit im Mund Spannungskorrosion, 4 Monate später Spaltkorrosion und nach insgesamt 18 Monaten Lochfraß beobachten.

Das Herauslösen der unedlen Bestandteile bei der selektiven Korrosion wurde bereits 1983 von PARK und SHEARER [77] mit Hilfe einer simulierten Multiband – Apparatur in einer in – vivo – Studie belegt. 10 Jahre später bewiesen BARRETT et al. [2] zusätzlich, dass hierbei für die Herauslösung von Chrom nach zwei Wochen und für Nickel bereits nach einer Woche ein Maximum erreicht wird. Auch die Untersuchungen von GJERDET et al. [38] 1991 bzw. KRATZENSTEIN et al. [59] 1988 bei kieferorthopädisch versorgten Patienten ergaben eine erhöhte Konzentration verschiedener metallischer Bestandteile im Speichel besonders innerhalb der ersten 3 Wochen. KEROSUO 's et al. [53] in – vitro – Studie 1995 weist die Herauslösung von Metallionen hier am Beispiel von Headgear, Quad – Helix – und Multiband – Apparaturen nach.

Auch die Bedeckung mit Plaque führt durch die unterschiedliche Zusammensetzung der Elektrolyte zur Korrosion, da unter dieser die Sauerstoffkonzentration geringer ist als in der Umgebung [12].

2.6.4 Biologische Wirkung von Korrosionsvorgängen

Die durch Korrosion freigesetzten Metallionen liegen selten in freier Form vor, sie werden stattdessen auf unterschiedliche Weise intraoral gebunden: an bei der kathodischen Reaktion gebildete Hydroxylionen zu Metallhydroxiden oder an Bakterien, Leukozyten, Gewebezellen. Durch Verschlucken und / oder Diffusion über die Mundschleimhaut erfolgt dann die Aufnahme der Korrosionsprodukte in den Organismus. Bei metallischen Wurzelstiftversorgungen kann es auch zu einer Penetration der Ionen durch das Dentin kommen [69]. In vivo an Proteine, insbesondere Albumin, gebunden, wirken diese Komplexe als

Antigen. Man nennt solche Verbindungen Haptene. Ist die Sensibilisierung des Patienten erst einmal erfolgt, kann sich der Stoff auch ohne Bildung von Haptenen allergisch manifestieren [49, 67].

Die daraus resultierenden biologischen Reaktionen, die abhängig von der Konzentration und der Toxizität der Ionen sind, können lokale Gewebereaktionen, wie z. B. Mundtrockenheit, Schleimhautrötungen und – brennen, Geschmacksirritationen, oder allergische Reaktionen der Mundschleimhaut [13, 69, 110] aber auch Organschäden an Magen, Darm, Herz und Nerven auslösen [110].

CIAPETTI et al. [10] untersuchten 1992 die Effekte von Metallionen auf das Immunsystem. Sie bewerteten Kupfer, Kobalt, Nickel und Chrom als zytotoxisch. In einer weiteren Arbeit wurde dieses Ergebnis bestätigt und ferner eine Inhibition der Granulozytenmigration durch Metallionen nachgewiesen [11].

Hinweise auf eine kanzerogene Wirkung von Dentallegierungen beim Menschen gibt es nicht. Jedoch berichtete KLÖTZER [54, 55] 1991 über Tierexperimente, die nachwiesen, dass unter anderem Korrosionsprodukte des Nickels Tumorleiden auslösen können.

Während der kieferorthopädischen Behandlung treten bei etwa 1 % aller Patienten an Haut und Schleimhaut Kontaktexantheme oder durch Freigabe von Allergenen zeitweilig generelle Haut – oder systemische Reaktionen auf [47]. Ausgelöst werden diese hauptsächlich durch Nickel und Chrom. Nickelallergien kommen bei 10 % der Gesamtbevölkerung vor [71], wobei Männer zehnmal seltener betroffen sind als Frauen [78, 105]. Die Prävalenz der Chromallergie wird auf 1 % geschätzt [71]. Nickel – sensibilisierte Personen können auch gleichzeitig eine Sensibilisierung gegenüber Chrom und Kobalt aufweisen [100].

Allergische Reaktionen auf Nickel in kieferorthopädischen Apparaturen konnten von LINDSTEN und KUROL [64] 1997 bei Patienten mit entsprechender Hypersensibilisierung nachgewiesen werden.

BASS et al. [3] stellten 1993 fest, dass von 23 negativ getesteten Probanden zwei nach dreimonatiger Multiband – Behandlung plötzlich positiv bei der Epikutan – Testung für Nickel reagierten.

Extraorale Geräte, wie z. B. Delaire – Maske und Headgear, die die Haut bzw. Schleimhaut ständig berühren, verursachen bis zu sechsmal häufiger Haut – oder

Mundschleimhautreaktionen als intraoral getragene Apparaturen [47]. Dies hängt mit der fünf – bis zehnmal höheren Reizschwelle der Mundschleimhaut für Allergene im Vergleich zur Haut zusammen, da intraoral eine intensivere Absorptionsfähigkeit mit schnellerem Abbau und

hämato-genem Abtransport vorliegt. Zu diesem Schluss gelangten auch FORLEN et al. [33] 1961, NIELSEN [76] 1969, HERMANN [44] 1985 und BACHMANN [1] 1987.

Zahnschmelzverfärbungen durch metallische Korrosionsprodukte, die in die Klebeschicht der Brackets diffundieren, werden von GWINNETT [42] 1982 und KAPPERT et al. [50] 1984 beschrieben.

2.6.5 Einflüsse auf die Korrosion

Da es bisher nicht möglich ist, Korrosion vollständig zu vermeiden, sind eine sorgfältige Planung und werkstoffgerechte Anwendung der Legierungen von entscheidender Bedeutung. Ziel ist es, die elektrochemischen Vorgänge möglichst gering zu halten [110].

Aus diesem Grund sollte man stets nur gleichartige Legierungen mit den dazu passenden Loten kombinieren und werkstoffgerecht verarbeiten [110].

In manchen Fällen ist eine Legierung in der Lage, vorwiegend aus Oxiden eine feste Deckschicht zu bilden, die dann Elektrolyt und Metall voneinander trennt. Eine weitere Korrosion wird dadurch erst einmal verhindert, da die passivierte Oberfläche ein edleres Potential und damit eine geringere Anfälligkeit als das ungeschützte Metall besitzt. Dieser Vorgang nennt sich Passivierung [68]. Die in erster Linie für diesen Zweck geeigneten Metalle sind Chrom, Titan, Aluminium. Chrom ermöglicht NEM – Legierungen, die in der Kieferorthopädie vorrangig eingesetzt werden, die Passivität [68].

Werden diese Schichten aber z.B. durch Kauen oder Knirschen beseitigt, fällt das Potential ab, was einer Aktivierung entspricht. Mit der Zeit baut sich wieder eine Schutzschicht auf.

Glatt polierte Metalloberflächen begünstigen diesen Vorgang. Raue Oberflächen dagegen fördern die Bildung von Plaque [68] und begünstigen damit die Korrosion [12].

Neben der Oberflächenbeschaffenheit und der Legierungszusammensetzung beeinflusst auch die Form des Prüfkörpers sein Korrosionsverhalten, so zeigten glatte Drähte mit einem gleichförmigen inneren Gefüge die niedrigsten Löslichkeitswerte für Nickel und Chrom [106]. KYPREOS [61] konnte 1995 belegen, dass harte und gerade Drahtproben federharten bzw. gebogenen Drahtproben im Bezug auf die Korrosionsstabilität überlegen waren.

2.7 Methoden zur Charakterisierung des Korrosionsverhaltens dentaler Legierungen

Im Laborbereich gibt es zwei Methoden zur Charakterisierung des Korrosionsverhaltens, die sich in den letzten Jahren immer mehr durchgesetzt haben [14].

Sie sind in DIN EN ISO 10271 definiert [26]:

- A. der statische Immersionstest
- B. das elektrochemische Polarisationsverfahren

A. Beim statischen Immersionstest werden Metallproben für eine bestimmte Zeit in einer Elektrolytlösung gelagert. Es wird somit eine klinisch vergleichbare Situation geschaffen. Während der experimentellen Phase und / oder nach Abschluss des Versuches wird eine qualitative, die Zusammensetzung der Verbindung betreffende, und auch quantitative, die Menge der einzelnen Bestandteile bestimmende, Analyse der Lösung durchgeführt.

B. Bei der elektrochemischen Polarisation werden die Prüfkörper mit Hilfe einer nicht polarisierbaren Referenzelektrode und eines Potentiostaten einer Spannung ausgesetzt. Bei der anodischen Polarisation der metallenen Probe wird diese oxidiert bzw. korrodiert. Die dabei frei werdenden Elektronen werden als elektrischer Strom gemessen und aufgezeichnet. Auf Grund der direkten Proportionalität zwischen Strom und Korrosion des Metalls können wichtige Vergleichsparameter, wie z. B. Durchbruchpotential, Nullstrompotential etc., erfasst werden. Es handelt sich, um eine qualitative Analyse.