

2 Literaturübersicht

Nachfolgend sollen zunächst Gründe für den zunehmenden Einsatz von Nickel-Titan-Legierungen in der Medizin im Allgemeinen und in der Kieferorthopädie im Besonderen dargestellt werden. Angesichts einer fast unüberschaubaren Produktvielfalt [58, 59] kann nur eine profunde Kenntnis der tatsächlichen Materialeigenschaften die angemessene Auswahl und sichere klinische Anwendung von Medizinprodukten ermöglichen [18, 31, 59, 96]. Anschließend werden die in der Zahnheilkunde relevanten Möglichkeiten zum Fügen metallischer Werkstoffe mit besonderer Berücksichtigung des Laserschweißens dargelegt.

2.1 Anforderungen an orthodontische Drähte

Festsitzende Apparaturen erzeugen Kräfte und Drehmomente, die durch eine elastische Deformation eines Drahtes auftreten können [65, 93, 96]. Orthodontische Drähte müssen nicht nur die für die Zahnbewegung erforderlichen Kräfte speichern und auf die Zähne übertragen, sie müssen außerdem dauerbelastungsfest, formbeständig, korrosionsbeständig und biokompatibel sein sowie möglichst gute Füge-eigenschaften besitzen [42, 50, 64, 95, 96]. Zur Vermeidung häufiger Nachaktivierungen sollte ein orthodontisches Kraftsystem darüber hinaus über einen möglichst langen Behandlungszeitraum stabil bleiben [30, 99, 103].

Die Kenntnis der auf einen Zahn wirkenden Kraftsysteme ist Voraussetzung für eine Steuerung der Zahnbewegung innerhalb der physiologischen Grenzen [41]. Die für die Zahnbewegung optimale Kraftgröße wird in der Literatur unterschiedlich angegeben. A. M. Schwarz [91] sah den kapillaren Blutdruck, der ca. $0,2-0,26 \text{ N/cm}^2$ beträgt, als Anhaltspunkt für die optimale Kraftgröße an. Da der lokale Druck im Desmodont unterschiedlich ist, ist die Festlegung der jeweils notwendigen Kraftgröße nur bedingt möglich. Die Wurzeloberfläche eines zu bewegenden Zahnes wurde als Kriterium für eine sinnvolle Kraftgröße herangezogen [79]. Werte zwischen $0,5-2,5 \text{ N/cm}^2$ werden als günstig für Zahnbewegung angesehen [15], allerdings müssen dabei die Art der Zahnbewegung und der Zahntyp beachtet werden.

2.2 Typische Legierungen kieferorthopädischer Drähte

Folgende Werkstoffgruppen wurden oder werden in der Kieferorthopädie zur Herstellung orthodontischer Bögen verwendet [74, 98]:

- Edelmetalle: Elastische Gold-Platin-Legierungen wurden bis zur Einführung des Edelstahl durch Hauptmeyer [49] verwendet.
- Edelstähle: Überwiegend Chrom-Nickel-Stähle, die in verschiedenen Qualitäten von weich bis superhart mit einem Elastizitätsmodul von 160 bis 180 GPa angeboten werden.
- Nickelfreie Stähle: Hierzu gehören nicht rostende Stähle, die mit 15 bis 18 % Chrom, 3 bis 4 % Molybdän, 10 bis 14 % Mangan und statt Nickel mit etwa 0,9 % Stickstoff legiert sind. Der Elastizitätsmodul dieser Legierung ähnelt dem der Edelstähle.
- Kobalt-Chrom-Legierungen: Die mechanischen Eigenschaften sind mit denen von hartem Edelstahl vergleichbar. Der Elastizitätsmodul beträgt von 180 bis 200 GPa.
- Titan-Molybdän-Legierungen: Die Legierungen besitzen einen kleinen Elastizitätsmodul von 50 bis 80 GPa. Darüber hinaus gibt es andere Titanlegierungen, deren E-Modul je nach Legierungszusammensetzung zwischen 65 bis 125 GPa liegt.
- Nickel-Titan-Legierungen: Darunter sind NiTi-Legierungen mit (z.B. CuNiTi) und ohne Zusatzkomponenten zu verstehen. Die Legierungen zeichnen sich durch eine sehr hohe Elastizität aus. Der Elastizitätsmodul liegt je nach Legierungszustand im Bereich von 35 bis 85 GPa.
- Der Vollständigkeit halber seien auch glasfaserverstärkte Polymerdrähte erwähnt, die als kieferorthopädische Bögen in Frage kommen, jedoch keine Metalllegierungen sind.

2.3 Nickel-Titan-Legierungen

2.3.1 Entwicklung

Die erste Nickel-Titan-Legierung wurde 1963 unter dem Namen Nitinol auf den Markt gebracht [21]. Im Jahre 1971 wurde eine Nickel-Titan-Legierung mit Memory-Effekt für die Kieferorthopädie eingeführt [30]. Die Nutzung des Memory-Effekts wurde erstmals 1972 von Andreasen und Brady [4] beschrieben. Im Jahr 1985 brachten Burstone et al. eine weitere Nickel-Titan-Legierung mit gegenüber Nitinol verbesserten Eigenschaften auf den Markt [24]. Ein Jahr später stellten Miura et al. den Japanese-NiTi-Draht vor [71], den ersten superelastischen orthodontischen Nickel-Titan-Draht.

Heute stehen viele weiterentwickelte orthodontische Drähte aus superelastischen Legierungen zur Verfügung [9, 19, 31, 59, 72, 94]

2.3.2 Anwendung von Nickel-Titan-Legierungen

2.3.2.1 Technische Anwendungen

In der Technik gibt es eine Vielzahl von Anwendungen der Nickel-Titan-Legierungen. Dabei spielt die Superelastizität eher eine untergeordnete Rolle. Die Formkonstanz und der Memory-Effekt stehen im Vordergrund. Die spezifischen Legierungseigenschaften wie der Memory-Effekt und das große Deflektionsvermögen fanden schon sehr früh Anwendung in der Raumfahrttechnik [107, 108]. Stabile Verbindungen, wie Nickel-Titan-Manschetten verbinden Leitungsrohre und Unterwasserpipelines [11]. Ein ähnliches System wird für Stecksockel bei integrierten Bausteinen angewendet. Im Automobilbau sowie in der Heizungs- und Regeltechnik finden Nickel-Titan-Legierungen häufig Anwendung [107, 108]. Durch die Beeinflussung der Umwandlungstemperatur von Austenit zu Martensit oder umgekehrt können Anwendungen in der Klimatechnik realisiert

werden. Greifarme von Robotern enthalten teilweise Nickel-Titan-Federn, durch die bei entsprechenden Temperaturen eine Feineinstellung der Roboterfinger ermöglicht wird. Hitachi verwendet für die Simulation der Fingerbewegungen einer menschlichen Hand Nickel-Titan-Legierungen [120].

2.3.2.2 Medizinische Anwendungen

Neben Anwendungen in der Technik werden die besonderen Eigenschaften der Nickel-Titan-Legierungen auch in der Medizin genutzt. Außer in der Kieferorthopädie werden sie zum Beispiel auch für die Osteosynthese verwendet. Nach Frakturen werden die so genannten Osteosyntheseplatten in martensitischem Zustand an den betroffenen Knochen angebracht. Durch die Umwandlung zu Austenit bei Erwärmung der Platten auf Körpertemperatur kommt es zur Kraftübertragung, es wird Druck auf die frakturierte Stelle ausgeübt [13, 14, 109, 120].

In der Kieferorthopädie sind Drähte aus NiTi-Legierungen eine sinnvolle Alternative zu herkömmlichen Stahlbögen und werden sowohl für Nivellierungsaufgaben als auch für Behandlungselemente wie Retraktions- und Aufrichtefedern oder Teilbögen verwendet [9, 10, 16, 17, 98].

Weiterhin werden aus NiTi-Legierungen unter anderem Brillenrahmen und Platten zur Skoliose-Behandlung hergestellt [106]. Eine besondere Eigenschaft der Nickel-Titan-Legierungen ist ihre Korrosionsbeständigkeit, die durch zahlreiche Studien bewiesen wurde [25, 43, 45]. Dadurch entstehen in der Medizintechnik neue Anwendungsmöglichkeiten bei der Entwicklung multifunktionaler mikrochirurgischer Instrumente, wie hochelastische, steuerbare endoskopische Instrumente, Führungsdrähte, flexible Mikrofasszangen, Stents (Gefäßkatheter) und Filter [48, 107]. Nickel-Titan-Legierungen können sogar für Implantate, zum Beispiel im Bereich des menschlichen Kiefers, genutzt werden [25, 120].

2.3.3 Materialeigenschaften

Die Nickel-Titan-Drähte gehören zu den Formgedächtnislegierungen mit niedrigem E-Modul (ca. 20-25 % des Wertes von Stahl) [5]. Weitere Eigenschaften sind ein gutes Rückstellvermögen nach erfolgter Deflexion und die Superelastizität. Ein Nickel-Titan-Draht kann sehr stark verbogen werden, ohne dass plastische Deformationen auftreten [2, 3]. Innerhalb des so genannten *pseudoelastischen Plateaubereichs* (siehe Kap. 2.3.4) werden relativ konstante Kräfte trotz Änderung der Auslenkung abgegeben [24]. Die besonderen Eigenschaften der NiTi-Drähte, wie die Superelastizität, der Memory-Effekt und die damit verbundenen Änderungen im Kristallgitter der Legierung, werden im folgenden Abschnitt näher erläutert.

2.3.3.1 Kristallographie

Die Kristallographie der Formgedächtnislegierungen ähnelt der konventioneller Stähle und beruht auf temperatur- und spannungsabhängigen Umwandlungen des Kristallgitters. In Abhängigkeit von Temperatur und äußerer mechanischer Spannung liegen die Nickel-Titan-Legierungen in zwei Kristallstrukturen vor: *Martensit* (α - oder Tieftemperaturphase) und *Austenit* (β - oder Hochtemperaturphase) [11, 14]. Der Übergang zwischen den beiden Phasen, die thermoelastische Umwandlung, wird *martensitische Transformation* genannt. Hierbei handelt es sich um eine diffusionslose Strukturänderung mit einer Verformung des ursprünglichen Kristallgitters [15]. Diffusionslos bedeutet in diesem Zusammenhang, dass die Atome ihre ursprünglichen Gitterplätze beibehalten. Die Kristallstruktur der Hochtemperaturphase (*Austenit*) ist kubisch raumzentriert. Diese Kristallstruktur, bei der acht Atome die Außenkanten eines Würfels bilden und ein neuntes Atom sich im Zentrum befindet, besitzt eine hohe Festigkeit. Die Kristallstruktur der Tieftemperaturphase (*Martensit*) ist weich und leicht verformbar. Der Übergang von Austenit zu Martensit erfolgt durch eine Scherung (Abb. 2).

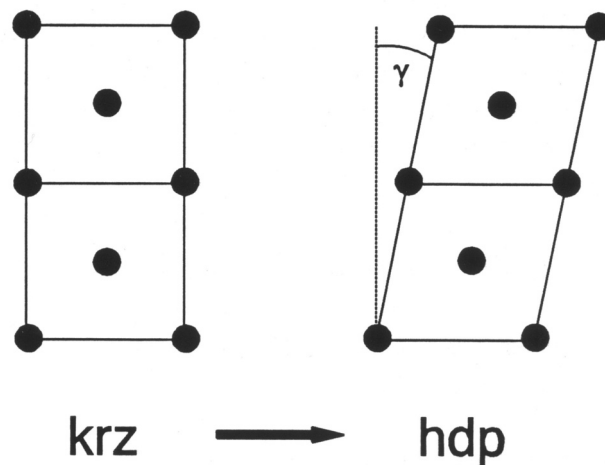


Abb. 2: Umwandlung des austenitischen kubisch-raumzentrierten (krz) Gitters zum Gitter des Martensits (hexagonal dichteste Packung = hdp) durch Scherung um den Winkel γ [55]

Diese wird entweder durch eine mechanische Spannung oder durch eine Temperatursenkung induziert. Dabei bleibt die Lagebeziehung der Atome untereinander unverändert. Es entsteht eine so genannte „hexagonal dichteste Packung“ [55]. Sie zeigt gegenüber der kubisch-raumzentrierten Austenitphase einen Scherwinkel γ (vgl. Abb. 2).

Die für die *martensitische Transformation* erforderliche Temperatur, die von der Zusammensetzung der Legierung abhängig ist, wird *Umwandlungstemperatur* genannt [22].

Die Reversibilität der *martensitischen Transformation* ist bei den Formgedächtnislegierungen dadurch bedingt, dass sich der Martensit in Form so genannter Domänen bildet. Der Martensit liegt in zwei Varianten vor (α und α' , auch Martensitzwillinge genannt), die symmetrische Strukturen bilden, deren Gitterebenen relativ leicht gegeneinander bewegt werden können. Dadurch werden Versetzungen der Gitterstruktur, die bei der Umwandlung eines konventionellen Metalls entstehen, vermieden und der umgewandelte Martensit-Kristall passt sich spannungsfrei der Umgebung an (Abb. 3) [22, 106].

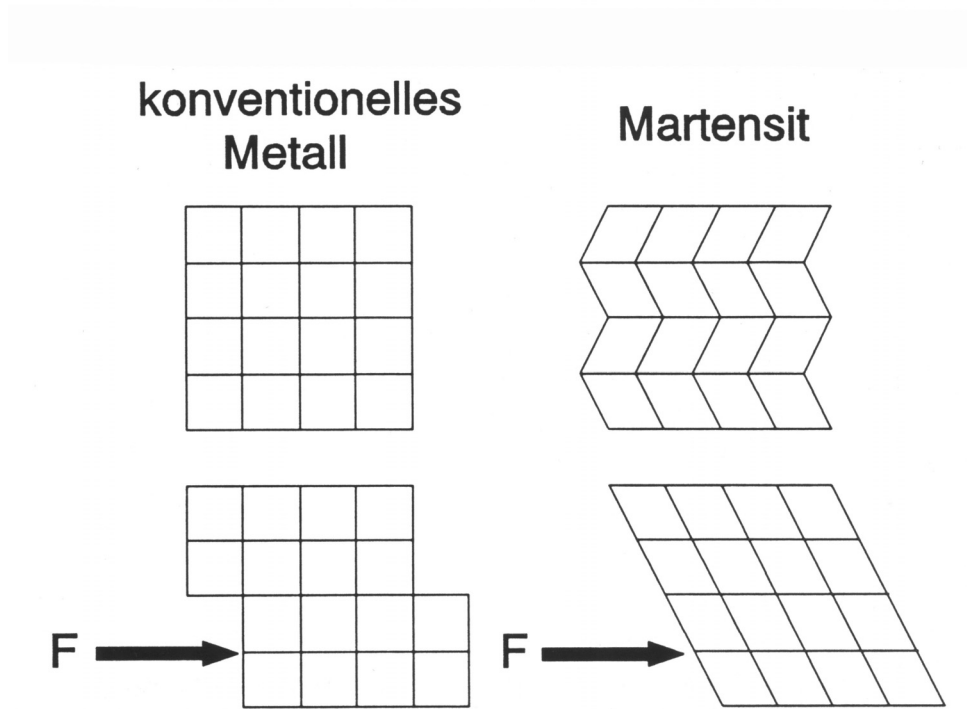


Abb. 3: Plastisches Deformationsverhalten eines konventionellen Metalls und des Martensits (Zwillingsbildung) [106]

Das folgende Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 4) zeigt das ungewöhnliche Verformungsverhalten des Martensits unterhalb der Temperatur M_f (martensite finish) im Vergleich zum konventionellen Verhalten des Austenits oberhalb der Temperatur M_d (martensite deformation).

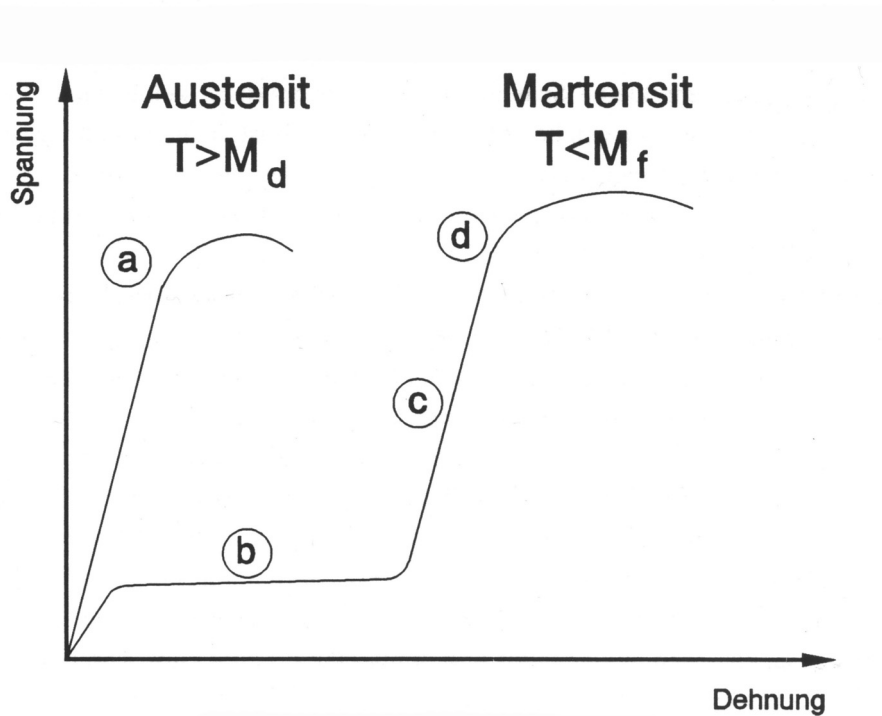


Abb. 4: Spannungs-Dehnungs-Diagramm des Austenits (Temperatur $> M_d$) und des Martensits (Temperatur $< M_f$) [106]

Unterhalb der Streckgrenze (a) zeigt der Austenit ein linear elastisches Verhalten, bei Erreichen der Streckgrenze wird die Probe unter Bildung und Bewegung von Versetzungen plastisch verformt. Das Verformungsverhalten des Martensits hingegen ist gekennzeichnet durch das so genannte Martensitplateau (b), bei dem eine starke plastische Verformung bei sehr geringer Verfestigung auftritt. Die Verformung beruht in diesem Bereich auf dem „Entzwillingen“ [15] der oben erwähnten Martensitzwillinge unterschiedlicher Orientierungen, deren Grenzflächen leicht gegeneinander verschoben werden können. Das Verschieben dieser Zwillingsgrenzen ist mit wesentlich geringeren Spannungen möglich, als sie für die Bildung und Bewegung von Versetzungen benötigt werden. Eine martensitische Probe kann durch „Entzwillingen“ um bis zu 10 % gedehnt werden. Diese pseudoelastische Deformation (Martensitplateau) ist nach Entlastung nicht reversibel. Bei weiterer Belastung schließt sich an das Martensitplateau ein linear elastischer Bereich an (c). Anschließend erfolgt bei Erreichen der Streckgrenze (d) die konventionelle Verformung aufgrund von Versetzungsbewegungen [55, 106].

2.3.3.2 Formgedächtniseffekt

Eine praktikable Methode, den Formgedächtniseffekt klinisch nutzbar zu machen, präsentierte Andreasen im Jahre 1980 [1]. Dazu verwendete er eine NiTi-Legierung mit einer Umwandlungstemperatur (vgl. Kap. 2.3.3.1) zwischen 31°C und 45°C, die bei Raumtemperatur folglich in Form eines Martensits vorlag und leicht plastisch verformbar war. Nach Formen eines Idealbogens wurde der Draht thermisch behandelt (unter Beibehalten der angebrachten Form durch Einbetten in Gips) und anschließend am Patienten eingesetzt. Bei Erreichen der Körpertemperatur erfolgte dann die Umwandlung zum Austenit und der Draht versuchte zu seiner ursprünglichen (d. h. vor dem Biegen) Form zurückzukehren. Die hierbei wirksamen Kräfte bewegten sich im Bereich von 0,2 N bis 1 N.

Im Gegensatz zu anderen Metallen zeigen Nickel-Titan-Legierungen einen Verformungsmechanismus, der erst deutlich später als bei den konventionellen Stahllegierungen zu irreversiblen Deformationen des Metallgitters führt. Die Grenzflächen der Martensitzwillinge können leicht gegeneinander verschoben werden. Deshalb treten bereits bei kleinen Spannungen Deformationen auf, die unter bestimmten Voraussetzungen reversibel sein können. Der Zusammenhang zwischen der Umwandlung des Kristallgitters und dem Verformungsverhalten ist in Abbildung 5 schematisch dargestellt: wird ein in der Hochtemperaturphase vorliegender Stab ohne Einwirken äußerer mechanischer Spannungen unter die Martensittemperatur M_f abgekühlt, so entsteht keine makroskopische Formänderung, da Martensitvarianten unterschiedlicher Orientierungen (α - und α^- -Zwillinge) mit ungefähr gleicher Wahrscheinlichkeit gebildet und keine inneren Spannungen aufgebaut werden. In diesem Zustand kann der Stab leicht deformiert werden, das Kristallgitter reagiert mit „Entzwillingen“ und Verschieben von Grenzflächen. Die Deformation des Werkstücks darf den Bereich des Martensitplateaus bzw. den anschließenden linear elastischen Bereich nicht überschreiten, um Versetzungen und daraus resultierende irreversible Verformungen zu vermeiden. Eine Erwärmung des deformierten Martensits bewirkt eine Umwandlung in die Hochtemperaturphase, der Stab "erinnert" sich an seine ursprüngliche Form und kehrt in seine Ausgangsform zurück [22].

2.3.3.2.1 Einwegeffekt

Der Memory-Effekt wird in der Regel als Einwegeffekt beschrieben.

Wird ein martensitischer Draht verformt, bleibt diese Deformation erstmal erhalten. Sobald die Temperatur über die Umwandlungstemperatur ansteigt, und der Draht vom martensitischen in den austenitischen Zustand übergeht, tritt eine Rückverformung der Deformation auf (*martensitische Transformation*) [22]. Die Austenitphase würde wegen ihrer Kristallstruktur ein größeres Volumen einnehmen als die Martensitphase. Daher stellt sich mit der Rückkehr in die Austenitphase die raumsparendste Form ein: die ursprüngliche Form vor dem Biegen im martensitischen Zustand. Durch die Bildung zweier symmetrischer Martensit-Varianten (α und α^- , auch Martensitzwillinge genannt) passt sich der umgewandelte Kristall spannungsfrei der Umgebung an (Abb. 5).

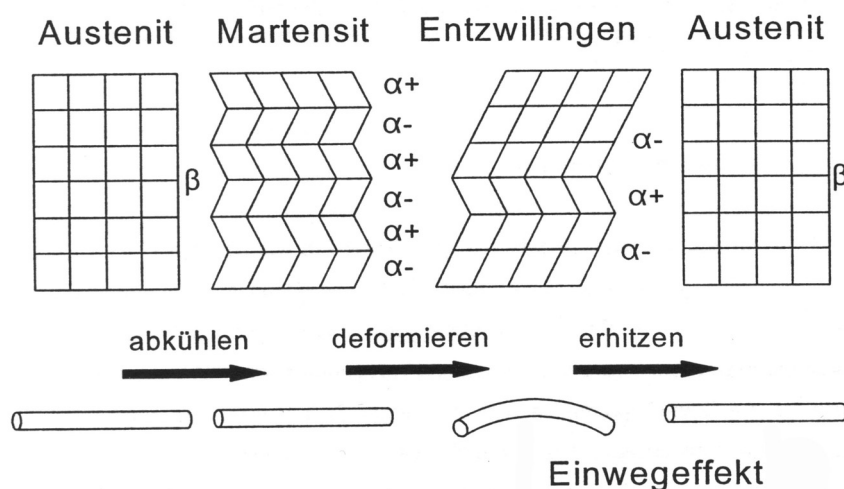


Abb. 5: Kristallographie des Einwegeffektes [106]

Nach Abkühlung des Drahtes und Übergang in die martensitische Phase tritt keine weitere Formänderung auf. Diese bereits zuvor erwähnte Fähigkeit von Nickel-Titan-Legierungen wird als Einwegeffekt bezeichnet [105, 106, 108].

Diese Effekte sind besonders ausgeprägt bei den kupferversetzten NiTi-Legierungen, bei denen die Umwandlungstemperatur im Bereich der Mundtemperatur liegt.

2.3.3.2.2 Zweiwegeffekt

Beim Versuch, Nickel-Titan-Drähte in der martensitischen Phase mit üblichen Zangen zu biegen, entstehen starke Verformungen, die zu einer teilweise irreversiblen Schädigung der Legierung führen. In diesem Fall bleibt nach Erwärmung des Drahtes ein Teil der Biegung erhalten. So kommt es zur Erzeugung eines so genannten Zweiwegeffektes (Abb. 6a-d).

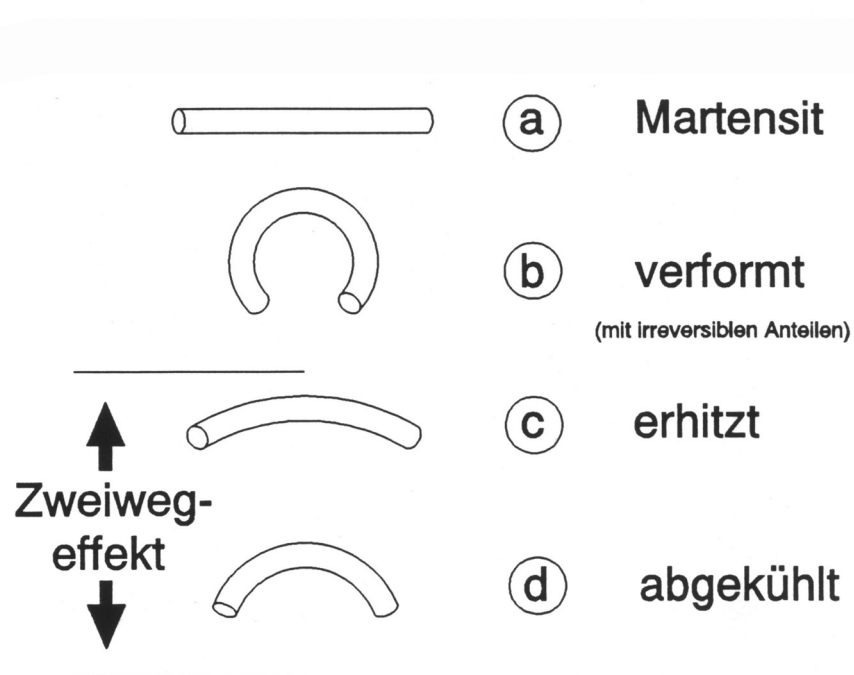


Abb. 6a-d: Schematische Darstellung des Zweiwegeffektes [106]

Bei dem Zweiwegeffekt wird ein martensitischer Draht (Abb. 6a) in kaltem Zustand so stark verformt, dass zusätzlich zur Verschiebung entlang der Grenzflächen auch irreversible Versetzungen in der Gitterstruktur auftreten (b). Nach Erwärmung auf eine Temperatur oberhalb der Umwandlungstemperatur tritt keine vollständige Rückverformung auf (c). Diese bleibende Verformung ist darauf zurückzuführen, dass es einen reversiblen und einen irreversiblen Anteil bei dieser Biegung gibt.

Nach Abkühlung nimmt die Deformation des Drahtes in Richtung auf den stark verformten Zustand wieder zu. Diese Deformation ist jedoch schwächer (d) verglichen zur anfänglichen Verformung (b) [105, 106, 108].

2.3.3.3 Superelastizität

Konventionelle orthodontische Bögen aus Stahllegierungen, die dem Hooke'schen Gesetz folgen, zeigen im Spannungs-Dehnungs-Diagramm einen linear elastischen Bereich mit Proportionalität von Spannung und Dehnung und einen nichtlinearen elastischen Bereich, der mit dem Bruch des Materials endet.

Abbildung 7 zeigt das Verhalten einer pseudoelastischen Legierung im Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Wird eine vollständig als Austenit vorliegende Formgedächtnislegierung einer mechanischen Spannung ausgesetzt, zeigt sie ebenfalls zunächst einen linear elastischen Bereich. Bei weiterer Zunahme der Spannung flacht die Kurve durch Bildung von spannungsinduziertem Martensit ab. Dieser Vorgang ist auf eine Umwandlung des Austenits in Martensit zurückzuführen, die, wie zuvor beschrieben, sowohl temperatur- als auch spannungsabhängig erfolgen kann. Das bedeutet, dass bei einer Legierung, die in der Hochtemperaturphase vorliegt, die Martensitbildung auch durch Anlegen einer mechanischen Spannung ausgelöst werden kann. Im Falle einer Zugbelastung wachsen Martensitvarianten bevorzugt in Lasttrichtung, bei Entlastung erfolgt die Rücktransformation in den Austenit [70, 107].

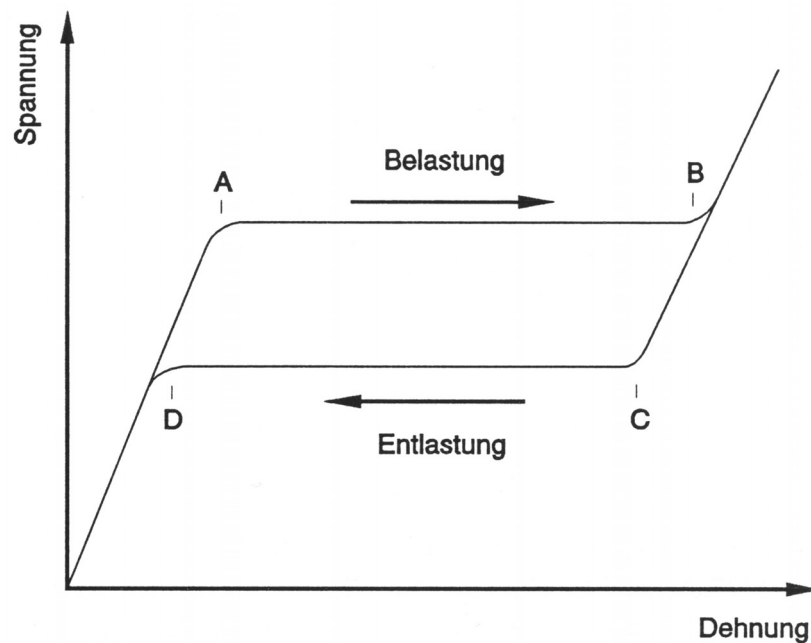


Abb. 7: Spannungs-Dehnungs-Diagramm einer Legierung mit pseudoelastischem Verhalten [106]

Während der Phase des spannungsinduzierten Martensit (Strecke A-B), steigt die Spannung bei zunehmender Dehnung nur sehr gering an. Dieser fast horizontale Bereich wird *pseudoelastisches Plateau* genannt. Sobald bei weiterer Zunahme der mechanischen Spannung die Umwandlung von Austenit in Martensit vollständig ist, erfolgt die elastische Deformation des Martensits mit einem linearen Spannungsanstieg. Anschließend zeigt die Kurve einen nichtlinearen elastischen Bereich, der mit dem Bruch des Materials endet. Wird der Draht vor dem Erreichen der plastischen Deformation entlastet, zeigt die Entlastungskurve ein analoges mechanisches Verhalten, jedoch auf einem niedrigeren Spannungsniveau; es erfolgt bei abnehmender Spannung die Umwandlung in Austenit. Da das pseudoelastische Plateau während der Rückumwandlung in Austenit (Strecke C-D) tiefer liegt als das Belastungsplateau, entsteht eine Hysterese, die durch den Energieverlust gekennzeichnet ist [22].

Das beschriebene Verhalten wird als Superelastizität bezeichnet.

2.3.3.4 Deflexionsverhalten

Bei der Gleitbogenmechanik werden Zähne entlang des Bogens bewegt. An Stellen mit langen Interbracketdistanzen können Stahlbögen permanent deformiert werden, was die weitere Zahnbewegung erschwert oder sogar unterbricht. Durch die Anwendung von Materialien mit einem großen Deflexionsvermögen kann dies vermieden werden, jedoch führt die dadurch verringerte Stabilität zu einer erhöhten Kippneigung.

2.3.3.5 Kleine Last-/Biegerate

Durch den größeren E-Modul von Edelstahllegierungen im Vergleich zu Nickel-Titan-Legierungen führt bei gleichem Drahtdurchmesser eine sehr kleine Aktivierung von Stahl zu einer hohen Kraftübertragung auf die Zähne. Die von Gjessing entwickelte Stahlretraktionsfeder, die bei einer Aktivierung von 3 mm eine Kraft von ca. 2 N zeigt, hat im Vergleich zu einer Retraktionsfeder aus einer Nickel-Titan-Legierung eine doppelt so große Last-/Biegerate (0,66 N/mm), obwohl man dabei beachten muss, dass die verarbeitete Drahtlänge unterschiedlich ist [120].

Der Vorteil einer kleinen Last-/Biegerate bedeutet für den Behandler eine Erweiterung seiner Aktivierungsmöglichkeiten, ohne bereits frühzeitig in eine Überlastungssituation mit den nachfolgenden Resorptionen zu gelangen. Zu große Kräfte und Momente führen unweigerlich zu irreversiblen Schäden [41]. Es ist demnach sinnvoll, Behandlungselemente mit kleinen Last-/Biegeraten zu verwenden, damit ein größerer Spielraum bei der Aktivierung der Elemente besteht.

2.3.3.6 Beeinflussung der Materialeigenschaften von NiTi-Legierungen durch Wärmebehandlung

Oft sind orthodontische Drähte bei Raumtemperatur martensitisch und ihre Umwandlungstemperatur liegt bei Körpertemperatur [1]. Eine in einen

martensitischen Draht eingebrachte Biegung wird sich daher bei Erwärmung auf Körpertemperatur aufgrund des Memory-Effektes vollständig zurückbilden. Überschreitet die Deformation bei Raumtemperatur den elastischen Bereich der Legierung, so bleibt zwar eine Restverformung erhalten, der Draht wird aber im Bereich der Biegung aufgehärtet und versprödet. Dadurch ändern sich die mechanischen Eigenschaften der Legierung und der Draht wird bruchanfällig [15, 19].

Soll die Bruchanfälligkeit vermieden werden, so muss der Draht im deformierten Zustand einer Wärmebehandlung unterzogen werden. Durch eine Behandlung im Temperaturbereich zwischen 200°C und 600°C werden die durch die Deformation erzeugten inneren Spannungen im Gefüge durch Fehlstellenwanderung abgebaut. Der Hochtemperaturphase (Austenit) wird so der deformierte Zustand eingeprägt. Abhängig von der Temperatur und der Dauer der Wärmebehandlung kann die Pseudoelastizität extrem verstärkt, aber auch vollständig unterdrückt werden [15]. Bei höheren Temperaturen bzw. längerer Einwirkzeit ändert sich die Hysterese des Kraft-Wegdiagramms ganz wesentlich. Sowohl die Belastungs- als auch die Entlastungskurve liegen abhängig von der Ausgangssituation auf einem anderen Kraftniveau verglichen mit dem unbehandelten Draht [15].

2.3.3.7 Bioverträglichkeit

Im Bereich der Medizin ist die Kieferorthopädie eines der wichtigsten Anwendungsgebiete für pseudoelastische Nickel-Titan-Legierungen [105, 109]. In diesem Zusammenhang ist die Frage der Biokompatibilität und Korrosionsbeständigkeit der Legierungen von entscheidender Bedeutung [121].

Unter Bioverträglichkeit eines Stoffes versteht man dessen Eigenschaft, vom Körper des Menschen ohne krankhafte Reaktionen toleriert bzw. in ihn integriert zu werden. Biokompatibilität bezeichnet die Eigenschaft eines Materials, bei einer spezifischen medizinischen Anwendung keine negative Gewebereaktion zu verursachen. Kieferorthopädische Drähte aus Nickel-Titan-Legierungen bestehen zu ca. 51-54 % aus Nickel und zu 49-46 % aus Titan. Durch Korrosion können

Legierungsbestandteile aus dem Legierungsverbund gelöst werden, so dass auch die Biokompatibilität der Legierungsbestandteile beachtet werden muss.

Reintitan zeichnet sich durch seine ausgesprochen gute biologische Verträglichkeit aus [122, 123]. Durch den Kontakt mit Nickel dagegen können Typ IV-Allergien (Spättypallergien) ausgelöst werden. Im Gegensatz zu durch Nickel verursachten allergischen Reaktionen der äußeren Haut, treten allergische Reaktionen der Mundschleimhaut wegen des Speichelflusses und der guten Durchblutung verbunden mit intensiverer Resorptionsbereitschaft und fermentativem Ab- und Umbau der Allergene erst bei höherer Konzentration auf [50]. Eine Ursache können auch morphologische Unterschiede, wie das Fehlen von Langerhanszellen in der Schleimhaut, sein. Drescher et al. [31] sehen Nickelsulfat, das auf der Haut durch Schweiß und den Säuremantel gebildet wird, als das eigentliche Allergen an. Deshalb kommen für von der Nickel-Allergie betroffene Patienten ausschließlich nickelfreie (bzw. allergieunbedenkliche) Materialien in Frage [8]. Die Nickelfreisetzung von NiTi-Drahtbögen ist wegen der hohen Korrosionsresistenz des Titans nicht proportional zum Nickelgehalt [43]. Stahldrähte setzen laut Grimsdottir und Hensten-Pettersen [44] trotz ihres geringeren Nickelgehaltes mehr Nickel-Ionen frei als Drähte aus Nickel-Titan-Legierungen. In verschiedenen Untersuchungen [45, 57] erwiesen sich Nickel-Titan-Legierungen als außerordentlich korrosionsbeständig. Die Biokompatibilität von Nickel-Titan-Legierungen wird daher als sehr gut angesehen [25], so dass sie auch als Implantatmaterial in Frage kommen.

2.3.4 Definition der Materialparameter

Der Elastizitätsmodul beschreibt für konventionelle Legierungen, die dem Hookeschen Gesetz folgen, die Steigung der Geraden des Spannungs-Dehnungs-Diagramms im linear elastischen Bereich. Die Elastizitätsgrenze ϵ markiert das Ende des linear elastischen Bereichs. Nickel-Titan-Legierungen zeigen im Zugversuch kein lineares Verhalten. Die Einteilung des Spannungs-Dehnungs-Diagramms in mehrere nährungsweise lineare Abschnitte ermöglicht eine Beschreibung des pseudoelastischen Verhaltens.

Die Elastizitätsmoduln E_1 bis E_6 entsprechen den Steigungen in den entsprechenden Abschnitten, die Grenzdehnungen ε_1 , ε_2 , ε_4 , ε_g beschreiben die entsprechenden Wendepunkte der Graphen. ε_g hängt von der Maximalbelastung ab. Die E-Module und Grenzdehnungen werden im Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Abbildung 8 definiert und in der Tabelle 1 erläutert.

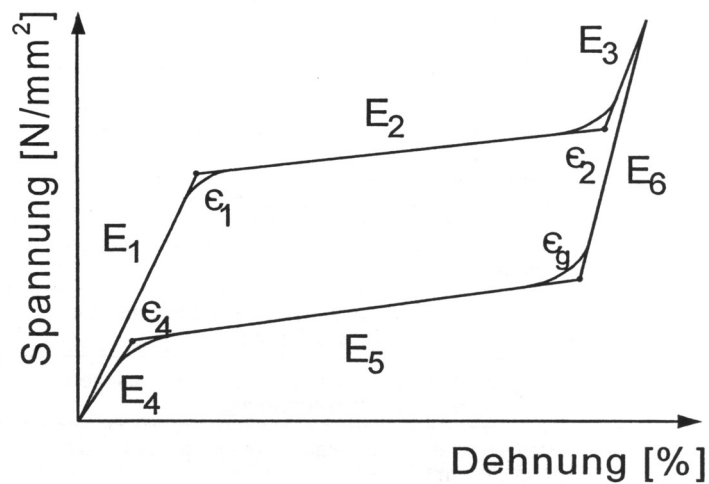


Abb. 8: Materialparameter pseudoelastischer Legierungen [15]

ε_1 [%]	Dehnung beim Erreichen des pseudoelastischen Plateaus
ε_2 [%]	Dehnung beim Verlassen des pseudoelastischen Plateaus
ε_4 [%]	Dehnung beim Verlassen des pseudoelastischen Plateaus bei der Rückverformung
E_1 [MPa]	Steigung bis zum Erreichen des pseudoelastischen Plateaus
E_2 [MPa]	Steigung des pseudoelastischen Plateaus
E_3 [MPa]	Steigung nach Verlassen des pseudoelastischen Plateaus
E_4 [MPa]	Steigung nach Verlassen des pseudoelastischen Plateaus bei der Rückverformung (Entlastung)
E_5 [MPa]	Steigung des pseudoelastischen Plateaus bei der Rückverformung (Entlastung)
E_6 [MPa]	Steigung bis zum Erreichen des pseudoelastischen Plateaus bei der Rückverformung

Tab. 1: Erläuterung der Elastizitätsparameter

In Tabelle 2 sind charakteristische Werte der Elastizitätsparameter aufgeführt [15].

E_1 und E_4	20.000 MPa - 60.000 MPa
E_2 und E_5	100 MPa - 1.000 MPa
E_3 und E_6	10.000 MPa - 30.000 MPa
ε_1 und ε_4	0,5 % - 2,5 %
ε_2	5,0 % - 11,5 %

Tab. 2: Typische Werte der Elastizitätsparameter pseudoelastischer Legierungen

2.4 Prüfverfahren metallischer Werkstoffe

Die Bestimmung der Eigenschaften metallischer Werkstoffe wird mit Zug- und Biegeversuchen nach entsprechenden Normen durchgeführt.

2.4.1 Zugversuch

Im Zugversuch nach DIN 50 145 wird eine Werkstoffprobe (Draht, Stab) einer bestimmten Länge L mit Querschnitt S in eine Zugapparatur eingespannt und ansteigenden Zugkräften F ausgesetzt [96].

Unter dem Einfluss der Zugspannung ($\sigma = F/S$ [MPa]) zeigt die Probe eine materialspezifische Ausdehnung [74], indem man die Kraft F auf den Drahtquerschnitt S bezieht. Die dadurch erhaltene Dehnungsvariable ist geometrieunabhängig und nur vom Werkstoff abhängig.

Die Längenänderung $\Delta L/L_0$ in % und die Kraft F werden gemessen. Als Dehnung ϵ bezeichnet man die auf die Anfangslänge L_0 bezogene Längenänderung $L - L_0$ (ΔL).

$$\epsilon = \Delta L/L_0 \times 100 (\%)$$

Werden Spannung und Dehnung in Form eines Spannungs-Dehnungs-Diagramms dargestellt, können aus dieser Grafik alle wichtigen Materialparameter abgeleitet werden: der Elastizitätsmodul, die Proportionalitätsgrenze, die Dehngrenze, die Dehnbarkeit, die Zugfestigkeit, die Resilienz (hier: Rückverformungspotential) und die Zähigkeit. Die Spannung wird gemessen in N/mm^2 , das ist gleichbedeutend mit MPa, die Dehnung als relative Größe in %. Im linearen Bereich der Kurve gilt das Hookesche Gesetz:

$$\sigma = E \cdot \epsilon$$

Der Proportionalitätsfaktor E wird als Elastizitätsmodul bezeichnet und ist ein Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffes.

2.4.2 Biegeversuch

In der klinischen Anwendung werden orthodontische Drähte überwiegend auf Biegung belastet, so dass der Biegeversuch eher der kieferorthopädischen Anwendung entspricht als der Zugversuch. Im Biegeversuch (Abb. 9) können weitere Materialparameter eines Drahtes bestimmt werden.

Im Gegensatz zum Zugversuch ist das Biegeverhalten nicht nur vom Werkstoff, sondern auch von der Querschnittsform und der Dimension abhängig [20, 39]. Die Biegefestigkeit, die Verformungsfähigkeit und der Elastizitätsmodul können bestimmt werden.

Bei einem Dreipunktbiegeversuch (z. B. nach ISO CD 15841) (Abb. 9a-c) hat die Belastung eines auf Biegung beanspruchten Drahtes eine Durchbiegung zur Folge (Abb. 9a). Die konvexe Seite wird auf Zug, die konkave Seite auf Druck beansprucht (Abb. 9b). Die neutrale Faser liegt zwischen den auf Zug bzw. Druck belasteten Anteilen des Drahtes und ändert ihre Lage im Idealfall nicht (Abb. 9c). Die Spannung im elastischen Bereich verhält sich nach dem Hookeschen Gesetz proportional zur Längenänderung. Deshalb ist die Spannung im Randbereich am größten und nimmt in Richtung der neutralen Faser, die spannungsfrei ist, ab.

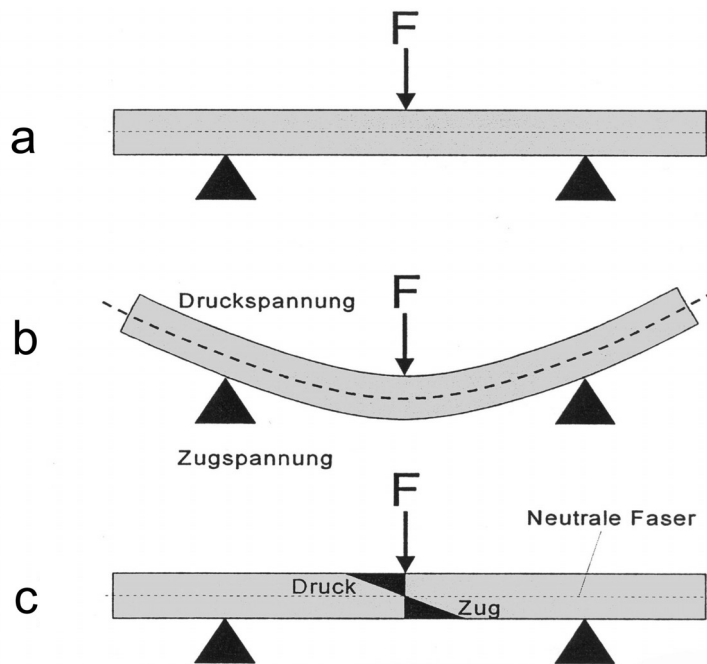


Abb. 9a-c: Schematische Darstellung des Dreipunktbiegeversuchs und der dabei auftretenden Spannungen [92]

Im Gegensatz zum Zugversuch ist der Biegeversuch für orthodontische Drähte bisher nicht nach DIN genormt (der Entwurf liegt vor in ISO CD 15841 als Dreipunktbiegeversuch). Verschiedene standardisierte Prüfverfahren wurden vorgeschlagen:

- Der Dreipunktbiegeversuch:
Ein Stempel drückt auf die Mitte eines Drahtes, dessen Enden auf zwei Lagerpunkten aufliegen. Die Durchbiegung des Drahtes und die dafür erforderliche Kraft werden gemessen. Dieser Versuchsaufbau ähnelt der kieferorthopädischen Anwendung, jedoch liegen die Drähte an den Abstützungspunkten frei auf (Abb. 10a).
- Der Vierpunktbiegeversuch:
Der Versuchsaufbau ähnelt dem des Dreipunktbiegeversuchs, die Drahtenden liegen frei auf, die Kraft wird jedoch mit zwei in einem definierten Abstand befindlichen Stempeln auf den Draht übertragen.

- Biegeversuch mit einseitig fester Einspannung:
Der Draht wird einseitig eingespannt und in einem definierten Abstand von der Einspannung mit einer Kraft belastet.
- Biegeversuch mit beidseitig fester Einspannung:
Beide Drahtenden werden fest eingespannt. Wie bei dem Dreipunktbiegeversuch wird durch einen Stempel eine Kraft auf den Draht übertragen und die Auslenkung wird gemessen.
- Biegeversuch nach Spezifikation Nr. 32 der American Dental Association [97]:
Ein Drahtende wird in einen drehbaren Drahthalter mit Drehmomentmesser eingespannt, das andere Drahtende liegt auf einem Auflagerpunkt frei auf. Dann wird die Drahthalterung gedreht und in Abhängigkeit vom Biegewinkel das Biegemoment gemessen (Abb. 10b).

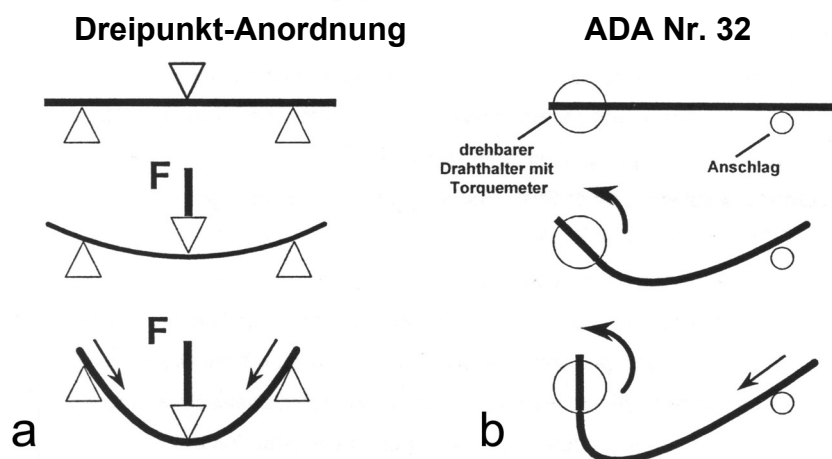


Abb. 10a-b: Standard-Biegeversuche nach [32]; a) Dreipunktbiegeversuch, b) Biegeversuch nach ADA Nr. 32

Bei den zuvor beschriebenen Biegeversuchen können Drahtenden, die frei aufgelagert sind, bei der Messung dünner Stahldrähte oder pseudoelastischer Drähte, die einen großen elastischen Bereich aufweisen, an den Lagerpunkten durchrutschen; zudem kann bei starker Durchbiegung die Drahtlänge zwischen den Auflagen nicht als konstant betrachtet werden und die Biegelinie weicht von der idealen Kreisbogenform ab. Dieses Durchrutschen hat zur Folge, dass durch die Kraft keine „reine“ Biegung bewirkt wird, sondern zusätzlich Querkräfte auftreten, die

das Messergebnis verfälschen. Um ein Durchrutschen der Drahtenden zu vermeiden, konstruierte Plietsch [76, 77] einen Messaufbau, der eine kreisbogenförmige Biegelinie einhält und den Draht bei konstanter Länge im Sinn einer reinen Biegung belastet. Die Biegeversuche der vorliegenden Arbeit wurden mit diesem Messaufbau durchgeführt, der in Kapitel 4.2.5 näher beschrieben wird.

2.5 Möglichkeiten zum Fügen metallischer Werkstoffe

In der Zahntechnik sind Fügeverbindungen metallischer Werkstoffe erforderlich und unverzichtbar. Dabei können sowohl artgleiche als auch unterschiedliche Elemente miteinander verbunden werden. Allgemein wird zwischen lösbaren und unlösbaren Verbindungen unterschieden. In der Zahnheilkunde sind lösbare Verbindungen oft bei kombiniert festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz anwendbar (Teleskope, Geschiebe, Gelenke, Riegel etc.). Zu den unlösbaren Fügeverfahren gehören:

- Kleben (Zementieren),
- Löten,
- Schweißen.

Für die kieferorthopädische Zahntechnik sind bei metallischen Werkstoffen Löten und Schweißen die wichtigsten Verbundtechniken.

2.5.1 Kleben von Metallen

In der Zahntechnik ist das kalte Verbinden von zwei oder mehr Fügeteilen unter Anwendung eines Klebstoffes auf Methacrylat- oder Acrylatbasis möglich, ohne das Gefüge des Werkstoffs zu verändern [101]. Man unterscheidet bei den Reaktionsklebstoffen zwischen Einkomponenten-Klebern, die unter Lichteinwirkung auspolymerisieren und Zweikomponenten-Klebern, bei dem die einzelnen Bestandteile miteinander vermischt werden und dabei ein chemischer Prozess in Gang gesetzt wird, der keinerlei weitere Energiezufuhr benötigt.

In der Prothetik gibt es die Möglichkeit, Metalle durch Kleben zu verbinden. Dies geschieht mit speziellem Zweikomponenten-Kleber. Dabei werden bei Kombinationsarbeiten die CoCr-Modellgusslegierungen mit den Sekundärgerüsten spannungsfrei zementiert.

Die in der Kieferorthopädie weit verbreitete Adhäsivtechnik (Schmelzätztechnik) ermöglicht eine direkte Befestigung metallischer und nicht metallischer orthodontischer Hilfselemente am Zahn [68]. Die Bracketadhäsion auf der Schmelzoberfläche wird von der mechanischen Verbundfestigkeit des Adhäsivs zum Schmelz und zur Bracketbasis bestimmt [101]. Allerdings handelt es sich hier weniger um eine Klebeverbindung als um mikromechanische Retention.

Klebeverbindungen sind aufgrund der beschriebenen Eigenschaften im Mundmilieu für das Fügen kieferorthopädischer Drähte noch nicht geeignet.

2.5.2 Löten

Das Löten ist „ein Verfahren zum Vereinigen metallischer Werkstücke mit Hilfe eines geschmolzenen Zulegemetalls (Lots), dessen Schmelztemperatur unterhalb derjenigen der zu verbindenden Werkstücke liegt, und das die Grundwerkstoffe benetzt, ohne dass diese geschmolzen werden" [35].

Grundvoraussetzung für eine Lötung ist eine hinreichende Benetzung der zu fügenden Teile mit dem schmelzflüssigen Lot [125]. Die Bedingung für eine hinreichende Benetzung der Kontaktflächen mit dem Lot ist eine optimale Lotspaltbreite. Als Folge dieser Benetzung entsteht in dem Lotspalt ein kapillarer Fülldruck, unter dem sich eine sachgerecht ausgeführte Fügestelle selbsttätig mit Lot ausfüllt [35].

Diese optimale Lotspaltbreite ist abhängig von der kritischen Oberflächenspannung des flüssigen Lotes und sollte 0,02 mm - 0,1 mm betragen [35]. Besondere Beachtung müssen Oxidbildungen während des Lötens erfahren, da diese das Benetzen des Grundwerkstoffes verhindern können. Daher werden Flussmittel verwendet, die Oxidbildung verhindern oder beseitigen [35].

Bei der Bindung zwischen Lot und Grundwerkstoff wird (oft über die Benetzung hinausgehend) eine Legierungsbildung, d. h. eine metallische Bindung angestrebt.

Eine derartige Legierungsbildung ist umso wahrscheinlicher, je geringer die Differenz zwischen der Arbeitstemperatur des Lotes und dem Schmelzintervall der zu fügenden Legierungen ist. Eine solche Legierungsbildung an der Grenze Lot-Grundwerkstoff ist jedoch nicht unabdingbar für den Erfolg einer Lötung. Werden hochschmelzende Legierungen mit niedrig schmelzenden Lotes gefügt, so erfolgt die Bindung bei hinreichender Benetzung durch Adhäsionskräfte, was zu einer geringeren Festigkeit führt.

Grundsätzlich unterscheidet man je nach Arbeitstemperatur Weichlote (Arbeitstemperatur < 450 °C) und Hartlote (Arbeitstemperatur 450 °C bis 1200 °C). Lote über 1000 °C werden auch als Hochtemperaturlote bezeichnet [93]. Technisch sind Hochtemperaturlote typische Reaktionslote, bei denen Diffusionszonen nachgewiesen werden können [35]. Die mechanischen Belastungswerte ihrer Verbindungen sind Schweißverbindungen oft gleichwertig oder sogar überlegen. Sowohl aus Gründen der Korrosionsanfälligkeit als auch aus Festigkeitsgründen wird in der Industrie und auch in der Zahntechnik das Hartlöten favorisiert. Hinzu kommt, dass die Hartlotlegierung in ihrer Zusammensetzung der des Grundwerkstoffes weitgehend angepasst werden kann, um möglichst eine Legierungsneubildung in der Grenzschicht mit der damit verbundenen höheren Festigkeit zu erreichen.

Je nach Art der Energiezuführung unterscheidet man nach DIN 8505 verschiedene Hartlotverfahren. Von diesen verschiedenen Lotverfahren finden in der Zahntechnik das Flammen- und das Ofenlötverfahren, letzteres mit oder ohne Schutzgas, Anwendung [112].

Das Löten ist in der Zahntechnik umstritten. Dies gilt auch unter den Aspekten der Biokompatibilität, da die Dentallote häufig eine Vielzahl von Legierungsbestandteilen beinhalten, die fraglich erscheinen lassen, ob ein Konzentrationsausgleich der Legierungselemente im Lötgebiet durch Diffusion gegeben ist [52]. Gerade der Konzentrationsausgleich ist jedoch Voraussetzung für eine gute Mundbeständigkeit. Weiterhin ist zu beachten, dass es während des Lötvorgangs zur Aufnahme weiterer Legierungselemente kommen kann, die zur Bildung korrosiver Phasen beitragen [124]. Untersuchungen von Wirz et al. [124] zeigen, dass alle Lötverbindungen an den Übergangszonen zwischen Lot und verlöteter Legierung deutliche Hinweise auf Spaltkorrosion aufweisen.

Das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (früher Bundesgesundheitsamt) hat schon 1993 in Kenntnis der potentiellen Probleme der Korrosion von Dentalwerkstoffen beim Löten empfohlen, "Lötungen ... auf das Notwendige zu beschränken" [64].

2.5.3 Schweißen

Schweißen bezeichnet die Verbindung der Füge­teile unter Energiezufuhr (Wärme, Druck, mechanische Energie) im plastischen oder flüssigen Zustand mit oder ohne Zusatzwerkstoff [27, 112].

Die Entwicklungen der letzten Jahre geben der Zahntechnik heute die Möglichkeit, viele verschiedene edle und unedle Metalle sowie Legierungen miteinander durch Schweißverfahren zu verbinden [86].

Eine Unterteilung der verschiedenen Schweißverfahren ist nach der Art der Energiezufuhr in zwei Gruppen möglich, nämlich das Pressschweißen (Festphasen-Fügetechnik) und das Schmelzschweißen. Unter Festphasen-Fügetechnik von Metallen sind das von der Zahntechnik verwendete Widerstandspunktschweißen und das Reibschweißen eingeordnet, unter Schmelzschweißen das Lichtstrahlschweißen und das Laserstrahlschweißen.

Beim Schmelzschweißen werden die Füge­teile an den zu verbindenden Stellen so weit erhitzt, dass ein Schmelzbad entsteht. Nach dem Erkalten sind die Füge­teile mit oder ohne artgleichen Zusatzstoff verbunden. Die Füge­stelle weist danach ein gussähnliches Gefüge auf.

Beim Pressschweißen erfolgt die Erwärmung der Füge­teile bis hin zu einem so genannten „teigigen“ Zustand. Durch gleichzeitiges Anwenden mechanischer Energie kommt es zur eigentlichen Verschweißung, bei der die Füge­stelle eine erhebliche plastische Verformung erfährt.

Je nach technischer Notwendigkeit können diese Schweißverfahren modifiziert werden. Bei detaillierter Unterteilung sind mittlerweile weit über 200 verschiedene Schweißverfahren bekannt, die alle auf ganz spezielle Anwendungsfälle zugeschnitten sind [112].

Den hohen Anforderungen in der Zahntechnik genügen nur die Verfahren, die eine ausreichend hohe Energie auf ein kleines Flächenareal konzentrieren können. Dies sind unter anderem einige Lichtbogenschweißtechniken sowie das Strahlschweißen mit dem Laser und dem Elektronenstrahl. Nachfolgend sollen die am häufigsten in der kieferorthopädischen Technik angewandten Schweißverfahren näher charakterisiert werden.

2.5.3.1 Elektrisches Widerstandsschweißen

Das Widerstandsschweißen ist das Verbinden von Metallen durch die Wärmewirkung des elektrischen Stroms an den im Schweißkreis vorhandenen elektrischen Widerständen bei gleichzeitiger Anwendung von Presskräften. Die zum Schweißen erforderliche Wärme wird durch Stromfluss über den elektrischen Widerstand der Schweißzone erzeugt (Joulesche Wärme). Das Verfahren kann nach der Art der Stromübertragung sowie nach dem zeitlichen Verlauf von Strom und Kraft eingeteilt werden (DIN 1910, Teil 5). Durchfließt ein elektrischer Strom einen elektrischen Leiter, so erfolgt aufgrund seines Widerstandes eine Erwärmung des Leiters. Diese Wärmeentwicklung durch den elektrischen Strom bildet die Basis des Widerstandsschweißverfahrens. Beim Punktschweißen fließt der notwendige Schweißstrom durch die Elektroden, welche gleichzeitig einen hinreichenden Anpressdruck erzeugen. Die zwischen den Elektroden erzeugte Wärmemenge Q ist nach dem Jouleschen Gesetz der zwischen den Elektroden umgesetzten elektrischen Arbeit gleichwertig.

$$Q = I_S^2 R_G t_S \quad (\text{Joulesches Gesetz})$$

Q = erzeugte Wärmemenge in Joule (J)

I_S = Schweißstrom in Ampere (A)

R_G = Gesamtwiderstand in Ohm (Ω)

t_S = Schweißzeit in Sekunden (s)

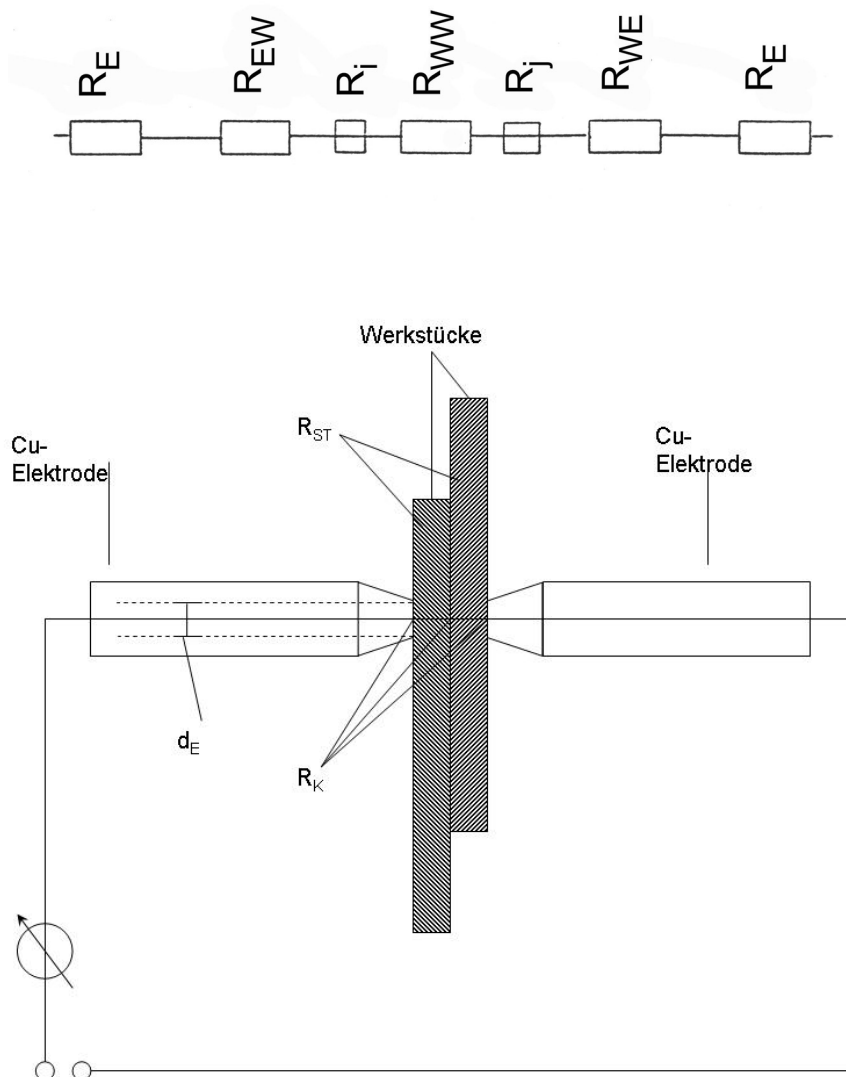


Abb. 11: Schematische Darstellung der im Schweißkreis auftretenden elektrischen Widerstände, wobei: $R_G = 2R_E + R_{EW} + R_{WE} + R_{WW} + R_i + R_j$ und

$$R_E \ll R_{E/W} < R_{WW}$$

- d_E = Elektrodenspitzen­durchmesser
- R_{WW} = Übergangswiderstand Werkstück/Werkstück = Stoffwiderstand
- $R_{i,j}$ = Stoffwiderstände
- R_E = Elektrodenwiderstand
- R_{EW}/R_{WE} = Übergangswiderstand Elektrode/Werkstück
- R_K = R_{EW}, R_{WE}, R_{WW}
- R_G = Gesamtwiderstand, Summe aller Widerstände

Aus dem Jouleschen Gesetz sind die Zusammenhänge zwischen Wärmemenge, Schweißstrom, Gesamtwiderstand und Schweißzeit ersichtlich. Die größte Wärme entsteht dabei infolge des hohen Kontaktwiderstandes R_{WW} an den Grenzflächen der zu schweißenden Fügeteile. Nur ein geringer Teil der erzeugten Wärme wird über die Elektroden oder in das Werkstück abgeführt.

Abbildung 11 stellt eine schematische Darstellung der im Schweißkreis auftretenden elektrischen Widerstände dar. Wie aus dem Jouleschen Gesetz hervorgeht, beeinflusst der Gesamtwiderstand die Güte des Schweißpunktes. Der Gesamtwiderstand R_G setzt sich aus den Stoffwiderständen $R_{I,J}$ und den Übergangswiderständen R_{WW} zusammen. Die Stoffwiderstände werden durch das Schweißgut selbst bestimmt. Übergangswiderstände treten an den Grenzflächen auf, das heißt:

obere Elektrode - Draht: R_{EW}

Draht - Draht: R_{WW}

Draht - untere Elektrode: R_{WE}

Der Widerstand der Elektroden (Kupfer oder Kupferlegierung) ist im Vergleich zu den Übergangswiderständen sehr klein und kann hier vernachlässigt werden.

Die Übergangswiderstände werden bestimmt durch:

- die physikalischen Eigenschaften des Werkstoffs,
- Größe und Gestalt der Strombahn im Schweißgut,
- Temperatur in der Strombahn.

Mit steigendem Anpressdruck der Elektroden vergrößert sich die so genannte wahre Kontaktfläche, wobei der elektrische Widerstand R_{EW} bzw. R_{WE} sinkt. Eine Auflagekraft von 20 N wird für Schweißungen an Drähten als ausreichend angesehen [90].

Zu Beginn der Schweißung erweicht oder schmilzt der Kontaktbereich, wodurch bei gleichzeitiger Applikation des Anpressdruckes die Stromdichte am Übergang von der Elektrode zum Werkstück reduziert wird. Gleichzeitig verringert sich der Übergangswiderstand R_{WE} , so dass ein weiterer Einfluss des Kontaktwiderstandes auf die Erwärmung der Schweißstelle nicht mehr besteht. Hieraus folgt, dass der Kontaktwiderstand R_{WW} größer als die Kontaktwiderstände $R_{EW/WE}$ sein muss. Der Oberflächenzustand der Fügeteile sowie der Elektrode ist für die Schweißqualität von großer Bedeutung. Oxidschichten setzen dem Schweißstrom einen so großen

Widerstand entgegen, dass im Extremfall die durch den Stromfluss erzeugte Wärme nicht ausreicht, um das Werkstück zu schmelzen.

Festphasen-Fügetechniken wie das Widerstandsschweißen und das Reibschweißen kommen gewöhnlich ohne Schutzgas aus, da der aufgebrachte Druck anhaftende Oxidfilme aus der Fügezone verdrängt. Das Aufheizen der Fügeoberflächen über die Rekristallisationstemperatur und die starke Verformung führen zu einer Gefügefeynung. Kennzeichnend für diese Verbindungen sind sehr hohe Zugfestigkeiten (über 80 %) im Vergleich zum Ausgangsmaterial [64, 73].

2.5.3.2 Laserschweißen

Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) bedeutet Lichtverstärkung durch induzierte Emission von Strahlung. Der erste Laser wurde 1960 von Maiman gebaut [80]. Er experimentierte mit einem Rubinkristall-Laser. Damals wurde der Laser als „eine Lösung, die ein Problem sucht“ bezeichnet. Schon 1967 wurde versucht, Laserstrahlen für die Zahntechnik nutzbar zu machen [112]. Industrielaser fanden Verwendung bei vielfältigen Arbeiten, z. B. in der Autoindustrie (Laserschneider, Schweißapparate, Vermessungsgeräte etc.).

1916	Einstein	Quantentheorie der Strahlung
1960	Maiman	Entwicklung des Rubin-Lasers
1961	Javan et al.	Entwicklung des HeNe-Lasers
1961	Johnson	Entwicklung des Nd:YAG-Lasers
1962	Bennett	Entwicklung des Argon-Ionen-Lasers
1964	Patel	Entwicklung des CO ₂ -Lasers
1964	Townes et al.	Nobelpreis für die Entwicklung des Lasers
1964	Stern und Sognaes	Wirkung des Lasers auf Zahnhartgewebe
1965	Goldman et al.	Erste In-vivo-Anwendung eines Lasers am Zahn

Tab. 3: Historische Entwicklung des Lasers [80]

Auch die Medizin machte sich die Eigenschaften der Laserstrahlung zunutze, sowohl in der Diagnostik als auch in der Chirurgie. Tabelle 3 zeigt die Entwicklung der Lasertechnologie im zeitlichen Überblick.

2.5.3.2.1 Eigenschaften der Laserstrahlung

Die wesentlichen Eigenschaften eines Laserstrahls (Abb. 12) sind:

- Kohärenz,
- Monochromasie,
- hohe Strahlintensität,
- geringe Strahldivergenz.

Kohärenz



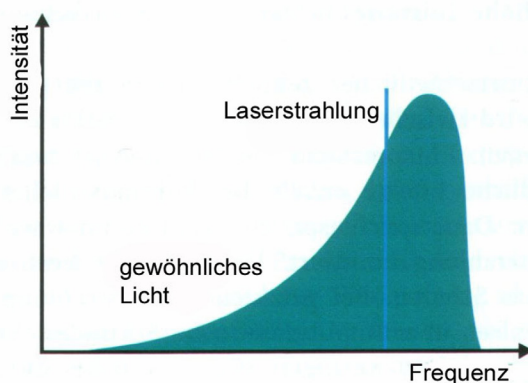
feste Phasenbeziehung durch stimulierte Emission

geringe Strahldivergenz



geometriebedingt

Monochromasie



schmalbandiges Spektrum

Abb. 12: Schematische Verdeutlichung der Eigenschaften: Kohärenz, Strahldivergenz, Monochromasie

Das Licht wird als kohärent bezeichnet, da die elektromagnetischen Wellenzüge innerhalb des Strahls sowohl zeitlich als auch räumlich phasengleich schwingen [64]. Der Kohärenzgrad eines Laserstrahls ist ein Maß für die räumliche und zeitliche Phasenkorrelation in einem sich ausbreitenden Lichtbündel. Es wird unterschieden zwischen räumlicher und zeitlicher Kohärenz. Erstere beschreibt die Phasenkorrelation über den Querschnitt der sich ausbreitenden Welle, während die zeitliche Kohärenz die Phasenkorrelation in einem Wellenzug beschreibt. Der Kohärenzgrad eines Lasers wird weitgehend bestimmt durch die Stabilität des optischen Resonators sowie die Qualität des verstärkenden Mediums.

Alle Wellenzüge besitzen die gleiche Wellenlänge, die gleiche Frequenz bzw. Energie. Die Monochromasie des Laserlichtes beruht auf dem Prinzip der induzierten Emission von Lichtquanten, deren Frequenz einem diskreten Energieübergang, dem so genannten „Laserübergang“, entspricht.

Diese Eigenschaften ermöglichen eine Fokussierung des Laserstrahls auf einen minimalen Brennfleck mit einem Durchmesser von - je nach Lasertyp - weniger als $0,5 \mu\text{m}$ [46]. Hierbei können Intensitäten von mehr als 10^{12} W/cm^2 erreicht werden, die um mehrere Zehnerpotenzen größer sind, als die in einem Lichtbogen erreichbaren Leistungsflussdichten. Auch die in einem Plasmastrahl erzeugbaren Intensitäten übertreffen sie um ein Vielfaches [69]. Der Fokus eines Laserstrahls stellt eine intensive Wärmequelle dar, die zum lokalen Aufschmelzen von Werkstoffen geeignet ist [64].

2.5.3.2.2 Lasermedium

Zur Erzeugung der Laserstrahlung werden Atome angeregt. Diese Atome sind Bestandteile des so genannten aktiven Mediums. Dies kann ein Gas, eine Flüssigkeit, ein Festkörper oder ein Halbleiter sein. In der Zahnmedizin werden derzeit vor allem CO_2 -, Nd:YAG-, Er (Erbium):YAG-, Dioden- oder Argon-Ionen-Laser verwendet.

In der vorliegenden Untersuchung dient Nd:YAG-Festkörper als Lasermedium. Die Laserstrahlung des Nd:YAG-Lasers wird im Infrarotbereich (Wellenlänge von $1,06 \mu\text{m}$) emittiert.

Das Lasermedium wird durch Zufuhr von Energie angeregt, was mit unterschiedlichen Methoden erreicht werden kann. Eine Bestrahlung des Lasermediums mittels einer Blitzlampe (optisches Pumpen) bietet den Atomen Energie an, so dass sie auf ein instabiles Energieniveau angehoben werden. Aber auch elektrischer Strom oder eine chemische Reaktion können die Atome anregen [85].

2.5.3.2.3 Optischer Resonator, Pumpmechanismus

Eine Lasereinheit beinhaltet folgende Komponenten:

- Lasermedium (aktives Medium)
- optischer Resonator (Spiegelsystem)
- Pumpmechanismus

Folgende Abbildung 13 zeigt den prinzipiellen Aufbau des optischen Teils eines gepulsten Nd:YAG-Lasers:

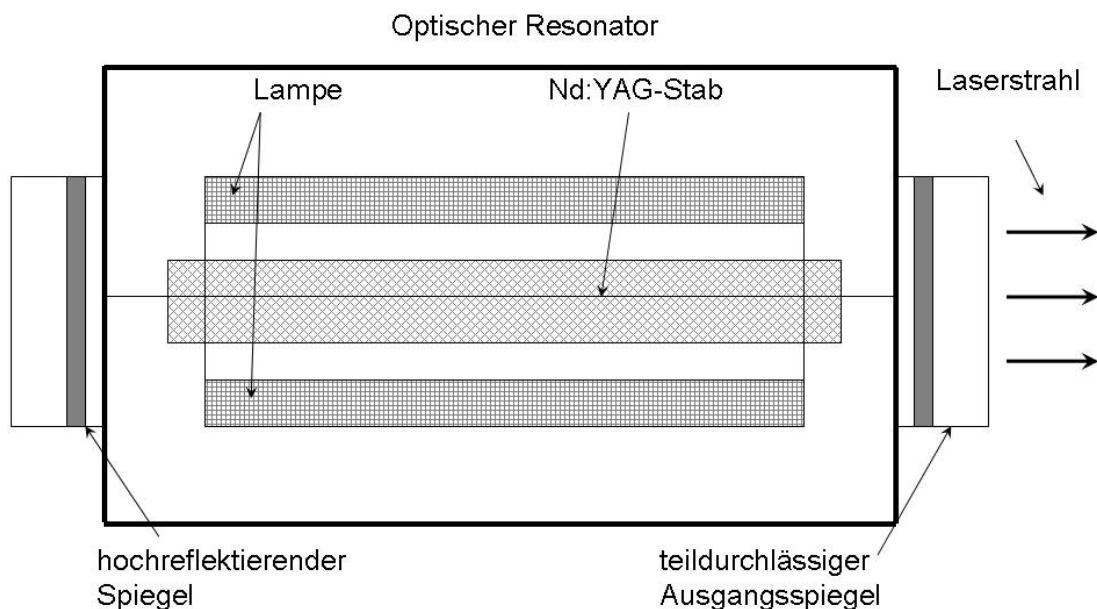


Abb. 13: Aufbau des optischen Teils eines gepulsten Nd:YAG-Lasers

Der optische Resonator ist ein Spiegelsystem, mit dem ein präzises Auswählen der gewünschten Wellenlänge möglich ist, wobei die Wellenlänge vom Abstand der beiden parallel angeordneten Spiegelsysteme abhängig ist. Der optische Resonator wird beidseitig von Spiegeln begrenzt, wobei einseitig ein hochreflektierender Spiegel montiert ist, während auf der anderen Seite ein teildurchlässiger Spiegel mit einer Transmission von 30 % die Auskopplung der Strahlung ermöglicht [85].

Innerhalb des lichtverstärkenden Systems des optischen Resonators befindet sich ein innenverspiegelter Hohlzylinder, in dessen Mittelpunktlinie ein Neodym-dotierter YAG-Stab angebracht ist. Yttrium-Aluminiumoxid-Granat ($Y_3Al_5O_{12}$, kurz YAG) ist ein kubischer Kristall, der hart und von guter optischer Qualität ist. Er besitzt eine relativ hohe Wärmeleitfähigkeit. Um diesen Kristall windet sich helixförmig die Pumplichtquelle (optische Pumpe: Entladungslampen aus Quarzglasröhren [Kryptonentladungsröhren] mit Metallelektroden), die Strahlungsenergie direkt auf den Kristall zentriert. Nur die Anteile des Laserlichts, die die Spiegelflächen treffen und von diesen wieder in den Laserkristall zurückreflektiert werden, können beim Durchgang durch den Kristall verstärkt werden. Das verstärkte Laserlicht besitzt dieselben Eigenschaften wie das ursprünglich eintreffende Laserlicht, d. h. es hat dieselbe Richtung, dieselbe Wellenlänge, dieselbe Phase und dieselbe Polarisierung. Im Brennpunkt einer Linse wird es zu sehr hoher Energiedichte gebündelt, die um Größenordnungen höher ist als es mit normalem Licht möglich ist.

Lasermaterialien müssen eine gute optische Qualität haben. Ferner darf der angeregte (obere) Laserzustand nicht zu kurzlebig sein.

2.5.3.3 Zum Schweißen geeignete Lasertypen

Obwohl alle bisher bekannten Lasertypen im Wellenlängenbereich von Ultraviolett bis Infrarot bei Anwendung einer geeigneten Optik Leistungsflussdichten erzeugen können, die erheblich größer sind als die Leistungsflussdichte des Sonnenlichtes, kommen nur wenige Lasertypen beim Schweißen zum Einsatz [34].

Häufig werden in der Schweißtechnik Festkörperlaser verwendet. Dazu gehört auch der Neodym-Yttrium-Aluminium-Granat-Laser. Aus der Klasse der Gaslaser findet der CO₂-Laser aufgrund seiner hohen Ausgangsleistung häufig Anwendung in der industriellen Materialbearbeitung. Die Lasertypen unterscheiden sich im Wesentlichen durch ihre Emissionswellenlänge (vgl. Abb. 14), Ausgangsleistung und ihren Wirkungsgrad [52].

Nicht nur wegen seines hohen Wirkungsgrades (Quotient aus Laserenergie und eingebrachter elektrischer Energie) von ca. 15 % findet der CO₂-Laser die weiteste Anwendung in der Schweißtechnik, sondern auch, weil sich hier die erforderlichen hohen Ausgangsleistungen sowohl im Impuls- als auch im kontinuierlichen (cw-) Betrieb realisieren lassen.

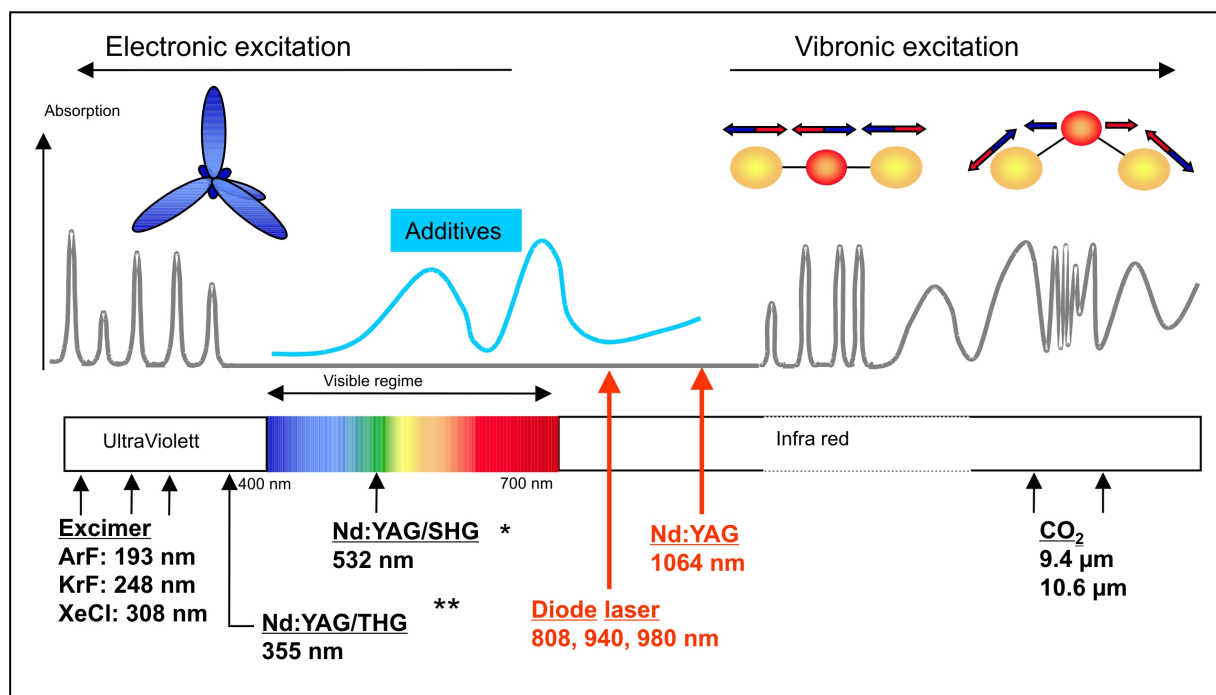


Abb. 14: Schematische Darstellung der Emissionswellenlängen unterschiedlicher Lasertypen

*) Nd:YAG/SHG: Neodym-YAG-Laser, second harmonic generation

***) Nd:YAG/THG: Neodym-YAG-Laser, third harmonic generation

(<http://www.rofin.com/index-fd.htm?start=/deutsch/aktuelles/presse/pictures.php>)

Der für die Zahntechnik wichtigste Festkörperlaser ist der Nd:YAG-Laser. Gegenüber dem CO₂-Laser hat der Nd:YAG-Laser den Vorteil, dass bei einer Wellenlänge von 1,06 µm zur Fokussierung einfache vergütete Quarzlinsen verwendet werden können, während dieses für die Wellenlänge des CO₂-Lasers aufgrund der hohen Absorption der Quarzlinsen nicht möglich ist. Das laseraktive Element ist bei dem Nd:YAG-Laser Neodym, das bei typischen Dotierungen von ca. 1 % die Stelle der Yttrium-Ionen im Wirtskristall einnimmt. Charakteristisch ist die sehr dichte Packung der Atome im Festkörper, so dass sich in einer Volumeneinheit sehr viele aktive Atome befinden. Hieraus ergibt sich die hohe Verstärkung und Ausgangsintensität der Festkörperlaser. Die Anregung des Neodyms erfolgt durch das Licht von Hochleistungsbogenlampen [85].

Die für das Schweißen erforderliche Wärme entsteht durch Absorption des Laserlichts im Werkstoff. Für die Strahlwirkung sind somit die Wellenlänge des Laserlichts sowie das Absorptionsverhalten des zu schweißenden Werkstoffs entscheidend. Es hängt von der Dichte, der chemischen Zusammensetzung, der Temperatur und der Oberflächenbeschaffenheit des Werkstoffs ab. Der Laserstrahl dringt nur wenig in Metalloberflächen ein, er wird zum überwiegenden Teil reflektiert. Dabei zeigt sich, dass gerade im infraroten Spektralbereich eine starke Reflexion vorliegt, die auf den ersten Blick das Schweißen mit einem Nd:YAG-Laser als sinnlos erscheinen lässt. Aufgrund der hohen Intensität im Strahlfokus reicht jedoch trotz einer Absorption von nur wenigen Prozent die eingebrachte Energie zu einer lokalen Verdampfung aus [113, 114]. Wie nachfolgend in Abbildung 15 verdeutlicht, bildet sich ein so genanntes Einstichloch, das dann aufgrund der Selbstfokussierung des Strahls in seinem Inneren zu einer erhöhten Absorption führt [64]. Hieraus resultiert eine Dampfkapillare, die wie beim Elektronenstrahl einen Tiefschweißeffekt ermöglicht. Für die Strahlqualität sind die Leistungsstabilität und die Intensitätsverteilung bezogen auf den Querschnitt des Laserstrahls ausschlaggebend.

Da der Laser monochromatisches, kohärentes Licht aussendet, ist die Fokussierbarkeit lediglich durch die Beugung und die Strahleigenschaften begrenzt. Die optimale Bündelung wird dann erreicht, wenn der Laser im so genannten transversalen Grundmodus schwingt. Die Intensitätsverteilung über den

Strahlquerschnitt folgt dann einer Gaußschen Verteilung. Emittiert der Laser nicht im transversalen Grundmodus, so ist bei erhöhter Gesamtleistung die erzielbare Leistungsdichte durch eine Vergrößerung des Fokusbereichs herabgesetzt [64].

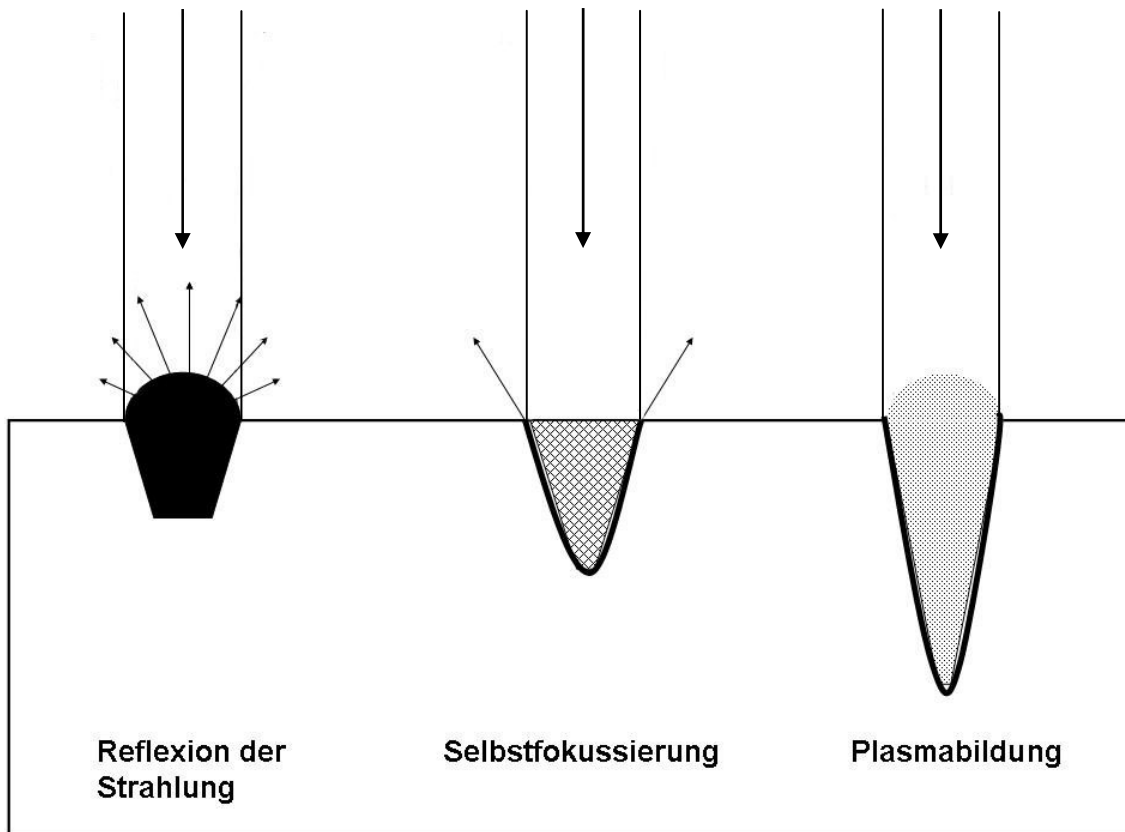


Abb. 15: Schematische Darstellung von Effekten, die zum Tiefschweißen beim Laserstrahlschweißen beitragen [64].

Das Laserlicht verschweißt Metalle, je nach Fokussierung, in einem eng begrenzten Bereich von 0,5 mm bis 2 mm Durchmesser miteinander und ermöglicht dadurch ein sicheres, haltbares, präzises und nahezu verzugsfreies Fügen von Metallen. Die Verschweißung kann punktweise oder als Schweißnaht ausgeführt werden. Aufgrund der hohen Energiedichte und der kurzen Einwirkdauer eines Laserpulses beschränkt sich der erwärmte Bereich nur auf die unmittelbare Umgebung des Schweißpunktes bzw. der Schweißnaht. Zur Vermeidung einer Oxidation der zu schweißenden

Metalle während des Schweißvorgangs wird grundsätzlich unter Schutzgasabdeckung (Argon) gearbeitet.

2.5.4 Klinische Aspekte des Fügens von NiTi-Legierungen

Die Laserschweißbarkeit kieferorthopädischer Bögen wurde bisher nur für konventionelle Stahldrähte untersucht [51, 52, 53, 54], jedoch nicht für klinisch eingesetzte Drähte aus Nickel-Titan-Legierungen. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass kieferorthopädische Stahldrähte beim Verschweißen mittels Laserstrahlung durch angepasste Arbeitsweise und geeignete Verarbeitung Zugfestigkeitswerte von bis zu 90 % der Ausgangswerte nicht lasergeschweißter Drähte erreichen können [54]. Diese liegen weit über den mittels Löten erzielbaren Festigkeiten, abgesehen von größerer Bioverträglichkeit [64].

Nickel-Titan-Drähte werden häufig im Rahmen einer Behandlung mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen eingesetzt. Besonders in der Nivellierungsphase, die zu Beginn einer festsitzenden Therapie erfolgt, werden häufig durchlaufende orthodontische Bögen oder Teilbögen verwendet [2, 31, 61, 88]. Zur Erzielung einer möglichst effektiven dreidimensional kontrollierten Zahnbewegung innerhalb der physiologischen Grenze sollten die Kraftsysteme zur Kontrolle von Kräften und Drehmomenten möglichst vorhersehbar sein, um unerwünschte Nebenwirkungen zu vermeiden. Deshalb wäre es wünschenswert individuelle Bogensegmente herstellen zu können, die nach Bedarf die erforderlichen Kräfte abgeben.

Bei der Verwendung von Stahlbögen entstehen durch den geringen Interbracketabstand zum Teil große Kräfte, die zu einer Schädigung des Parodonts führen können. Durch eine Verringerung des Drahtquerschnitts können diese Kräfte reduziert werden. Eine Reduzierung eines runden Drahtquerschnitts um die Hälfte reduziert die Kraft um den Faktor 16. Ein runder Stahlbogen erlaubt jedoch keine dreidimensionale Kontrolle der Zahnbewegung. Die Kraft kann auch durch die Vergrößerung der Bogenlänge des Drahtes zwischen den Brackets reduziert werden. Durch eine Verdoppelung der Bogenlänge reduziert sich die Kraft um den Faktor 8. Eine Vergrößerung der Bogenlänge kann durch das Einbiegen von „Loops“, durch

Verwendung schmalere Brackets oder durch „Auslassen“ einzelner Brackets erzielt werden. Die anatomischen Gegebenheiten und der teilweise sehr geringe Abstand zwischen den Brackets sowie der nicht unwesentliche Zeitaufwand setzen einer Reduktion der Kraft durch das Einbiegen von „Loops“ Grenzen.

Orthodontische Bögen aus Nickel-Titan-Legierungen sind wegen ihres kleinen Elastizitätsmoduls und den daher niedrigen Kräften sowie wegen ihrer hohen Dehngrenze, die einen großen Aktivierungsbereich ohne plastische Deformationen ermöglicht, für Nivellierungsaufgaben sehr gut geeignet. Moderne superelastische Nickel-Titan-Legierungen zeigen außerdem in vielen Fällen eine fast konstante Kraftabgabe während des Entlastungsplateaus und damit eine verringerte Gefahr einer Überaktivierung. Durch diese Eigenschaft ermöglichen Nickel-Titan-Bögen, im Gegensatz zu Stahlbögen, eine Reduktion der Bogenzahl, da bereits zu einem früheren Zeitpunkt der Behandlung Bögen oder Bogenkombinationen mit dreidimensionaler Kontrolle, verwendet werden können, die eine bessere Steuerung der Zahnbewegung ermöglichen.

In der Kieferorthopädie wurden NiTi-Legierungen bisher, wie bereits erwähnt, durch Klemmverbindungen zusammengefügt [33, 84, 120]. Das Anbringen zusätzlicher superelastischer Hilfselemente an einen durchlaufenden Nickel-Titan-Bogen könnte, statt mit Klemmverbindungen, durch Laserschweißungen ersetzt werden. In der Medizin wurden bereits Untersuchungen zur Schweißbarkeit von Formgedächtnis-materialien durchgeführt [48, 87].