

1 Einleitung

Das Prinzip einer Multibrackettherapie besteht darin, mit Brackets und Bändern versehene Zähne mit Hilfe unterschiedlicher Apparaturen und Drahtmaterialien sowie anderer aktiver Elemente in ihrer optimalen Position zu bewegen (Abb. 1).

Bei den krafterzeugenden Elementen stehen dem Kieferorthopäden zahlreiche Materialien zur Verfügung [3, 6, 35, 58], unter denen die NiTi-Drähte eine besondere Stellung einnehmen.



Abb. 1: Beispiel eines Patienten mit Multibracketapparatur

Bis etwa 1930 waren Goldlegierungen das Material der Wahl für orthodontische Drähte. Neben den seit 1919 gebräuchlichen Edelstahllegierungen [35], kommen heute vor allem Kobalt- Chrom-, Titan-Molybdän- sowie Nickel-Titan-Legierungen zur Anwendung [31].

Besonders zu erwähnen sind zunächst die Kobalt-Chrom-Nickellegierungen (Elgiloy), deren Steifigkeit ähnlich dem Edelstahl ist. Durch entsprechende Wärmebehandlung ist es möglich, diese Legierungen in „weichem“ Zustand zu biegen und danach durch Wärmebehandlung zu härten, um gute Federeigenschaften zu erhalten [93]. Etwa um das Jahr 1960 kam eine neue Legierung auf den Markt, die aus 55 % Nickel und 45 % Titan besteht und als Nitinol (Nickel-Titan Naval Ordanance Laboratory)

bezeichnet wurde und unter anderem auch als Material für Wurzelkanalinstrumente angeboten wird [22]. Durch die Einführung dieser Legierung stand ein Material zur Verfügung, dessen E-Modul mit 35 kN/mm^2 um den Faktor 5 unter dem von Stahl liegt. Es zeichnet sich durch eine exzellente Rückstellung bei geringer Steifigkeit aus, jedoch ist die Formbarkeit gering, was für die Kieferorthopädie ein ungünstiges Merkmal ist. Im Jahr 1980 beschrieben Goldberg und Burstone zum ersten Mal eine β -Titanlegierung für die Orthodontie [38], die sich ebenfalls durch geringe Steifigkeit auszeichnete und darüber hinaus gut formbar und ohne Resilienzeinbuße direkt schweißbar war (Produktbeispiele: TMA, Rematitan) [23, 28, 73].

Im Jahr 1985 beschrieben Burstone et al. eine weitere Nickel-Titan-Legierung (Chinese-NiTi) [24]. Ein Jahr später stellten Miura und Mitarbeiter einen Japanese-NiTi-Draht [71] vor (Sentalloy). Seit ihrer Einführung haben Nickel-Titan-Legierungen eine sehr dynamische Entwicklung durchlaufen. Heute existiert ein breites Angebot an NiTi-Drähten [58], deren materialtechnische Besonderheiten vielfach untersucht und beschrieben wurden [29, 31, 82, 83].

Die meisten verfügbaren orthodontischen NiTi-Drähte gehören zu den Formgedächtnislegierungen. Unter dem Memory-Effekt (Formgedächtnis-Effekt) versteht man, dass ein Material nach vorangegangener Verbiegung und anschließender Erwärmung in seinen ursprünglichen Zustand zurückkehrt [3, 5, 11, 55, 105, 106]. Neben dem Memory-Effekt zeichnen sich viele NiTi-Legierungen durch besondere Elastizitätseigenschaften aus, die durch einen niedrigen Elastizitätsmodul, sehr hohes Deflektionsvermögen und Superelastizität (Definition vgl. S. 21) gekennzeichnet sind [39, 40]. Diese Merkmale basieren auf der Tatsache, dass die Legierungen in Abhängigkeit von der Temperatur und mechanischer Spannung in zwei Kristallstrukturen vorliegen: Martensit bzw. Austenit. Der Übergang zwischen diesen Phasen, die martensitische Transformation, ist verantwortlich für den Memory-Effekt, bei dem man zwischen einem Einweg- und Zweiwegeeffekt unterscheiden kann. Die für die kieferorthopädische Anwendung besonders günstig erscheinende Eigenschaft der Superelastizität beruht auf der Erzeugung spannungsinduzierten Martensits. Nickel-Titan-Legierungen besitzen eine gute

Biokompatibilität, die sie auch als Implantatmaterial geeignet macht [25, 45, 50, 57, 116, 117].

Kieferorthopädische Drähte sollten nicht nur geeignete elastische Eigenschaften haben, sondern möglichst auch form- und ffügbar sein. Eine geeignete Fügetechnik, die auf eine zusätzliche Legierung beim Fügen gleicher Werkstoffe verzichtet und die Korrosionsbeständigkeit nicht negativ verändert, ist die Laserschweißung.

Untersuchungen zur Laserschweißbarkeit dentaler Legierungen zeigen ein vorteilhaftes Verhalten lasergeschweißter Verbindungen gegenüber herkömmlichen Lötverbindungen [64, 69, 102, 112, 113, 115].

Laserstrahlung, das ist eine kohärente, monochromatische, energiereiche elektromagnetische Strahlung. Sie findet in nahezu allen Bereichen der Medizin Anwendung als diagnostisches und therapeutisches Hilfsmittel [80, 111, 112].

In der zahnärztlichen Literatur wurde 1965 erstmals über Laseranwendungen berichtet [104]. Dabei stand ursprünglich die Entfernung kariöser Zahnschubstanz im Vordergrund [112]. Es folgten Untersuchungen hinsichtlich der Kariesprophylaxe im Sinne einer direkten bzw. indirekten Versiegelung der Zahnhartsubstanzen und -gewebe unter Nutzung der thermischen Wirkung der Laserstrahlung [104].

Weiterhin wurden untersucht die Konditionierung des Kavitätenbodens zur Verankerung einer Kunststofffüllung [36, 37], Kariesdiagnostik mittels Laser, die Sterilisation zahnärztlicher Instrumente, die therapeutische Wirkung bei Parodontopathien, die therapeutische Wirkung bei postoperativem Kieferschmerz, Kiefergelenksbeschwerden bis hin zur Kieferklemme oder die adjuvante Anwendung bei der Wurzelkanalbehandlung [80, 112]. Bei einer kritischen Wertung der Literaturmitteilungen ist zumindest die Wirkung der so genannten „Soft-Laser“-Therapie noch nicht geklärt.

Neben diesen vorgenannten Aspekten wurde relativ früh überlegt, ob die hohe Energiedichte des Laserstrahls geeignet ist, Metalle punktwweise zu schmelzen oder zu verdampfen [75]. Wegen der hohen Leistungsflussdichte der Laserstrahlung liegt ein Vergleich mit Elektronenstrahlen nahe, so dass Gesetzmäßigkeiten, die lediglich auf dem reinen Energieinhalt der Strahlung beruhen, direkt auf die Laserstrahlung

übertragen werden können, während die Art der Wechselwirkung der Laser- bzw. Elektronenstrahlen mit der Materie unterschiedlich ist [112].

Die rasche technische Weiterentwicklung der Lasersysteme eilte dem Wissensstand über die Wechselwirkung der Laserstrahlung mit der Materie voraus. So standen bald Lasersysteme mit verschiedenen Wellenlängen (Nd:YAG-Laser: 1,06 μm , CO₂-Laser: 10,6 μm) für die Materialbearbeitung zur Verfügung. Die industrielle Forschung zeigte, dass durch die Anwendung der Lasertechnik bedeutende Qualitätsverbesserungen in der Materialverarbeitung zu erzielen sind. Dies führte zu einer weit verbreiteten Anwendung der Laserfüge- und Laserschneidetechnik in der industriellen Fertigung [81, 111, 112]. Die Laserschweißtechnik stellt in der Industrie ein unverzichtbares und wichtiges Hilfselement dar, das selbst bei schwer zu fügenden Werkstoffen qualitativ hochwertige Verbindungen ermöglicht.

Die positiven Ergebnisse des Mikroschweißens in der industriellen Fertigung legten auch die Anwendung eines solchen Verfahrens in der Zahntechnik und später in der kieferorthopädischen Technik nahe.

Dentale Legierungen müssen in der Kieferorthopädie sowohl bei verschiedenen orthodontischen [51, 52, 53, 64, 69, 113, 114] als auch herausnehmbaren Behandlungsapparaturen [46, 47, 98] gefügt werden. Bisher wurden NiTi-Drähte in der Kieferorthopädie durch Klemm- und Quetschverbindungen verbunden [33, 84, 120]. Die Kenntnisse zum Schweißen von NiTi-Legierungen beschränken sich auf einige in der Industrie angewendete Schweißverfahren, deren Auswirkungen auf die komplexen Werkstoffeigenschaften der NiTi-Legierungen problematisch und noch nicht ausreichend geklärt sind [78]. Unterschiedliche kommerzielle Schweißtechniken wie das Widerstandsschweißen, das Reibschweißen sowie das Laserschweißen wurden zum Fügen pseudoelastischer NiTi-Legierungen versucht [48, 78, 87, 100]. Der hohe Wärmeeintrag und hohe mechanische Spannungen können die pseudoelastischen Eigenschaften sowie das Formgedächtnis beim Fügen verändern und sollten daher minimiert werden [48].

Von erfolgreichen Versuchen, NiTi-Legierungen für medizintechnische Anwendungen miteinander zu verbinden, berichten lediglich wenige Arbeitsgruppen [48, 78, 87].

Die vorliegende Arbeit untersucht inwieweit NiTi-Drähte durch Laserschweißen ausreichend fest gefügt werden können und welche Parameter darauf Einfluss haben. Darüber hinaus wird untersucht, wie sich das Laserschweißen auf die elastischen Eigenschaften der Drähte auswirkt. Ein weiterer Aspekt ist die Ermittlung der optimalen Schweißparameter. Wichtige Kenngrößen für das Laserschweißen sind unter anderem die Zeit und die Spannung. Über die Variation von Zeit und Spannung kann die zugeführte Energie beeinflusst werden. Eine zu hohe Energiezufuhr kann zu ungewollten Gefügeveränderungen führen, die die Festigkeit der Verbindung negativ beeinflussen [86].