

## 6 Diskussion

### 6.1 Diskussion der Fragestellungen

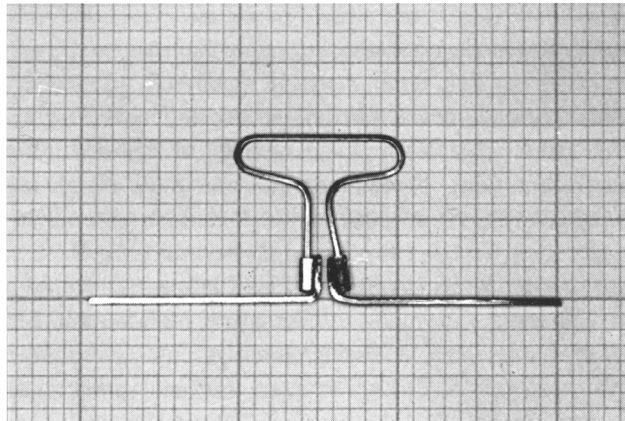
Ziel der vorliegenden Studie war es, folgende Fragen zu beantworten:

- ❖ Lassen sich kieferorthopädische Drähte aus Nickel-Titan-Legierungen laserschweißen?
- ❖ Welche Einstellungen sind geeignet beim Laserschweißen von Bögen aus Nickel-Titan-Legierungen?
- ❖ Wie verändern sich die mechanischen Eigenschaften der untersuchten Drähte durch das Laserschweißen?
- ❖ Wie stabil sind die Laserschweißverbindungen von Nickel-Titan-Drähten und welche Konsequenzen ergeben sich hieraus für die klinische Anwendung?

❖ In der zahnärztlichen Literatur gibt es bislang nur wenige Berichte zur Laserschweißbarkeit von Nickel-Titan-Legierungen [48, 78, 87]. Ferner gibt es keine Studien zum Laserschweißen kieferorthopädischer NiTi-Drähte. Anders als bei  $\beta$ -Titanlegierungen (Beispiel: TMA-Draht) [23, 28] sei es der Literatur zufolge problematisch [48, 78] oder gar unmöglich [98], superelastische NiTi-Legierungen zu verbinden. NiTi-Legierungen finden gegenwärtig große Beachtung nicht nur in der Kieferorthopädie, sondern in der gesamten Medizintechnik.

Das Fügen von NiTi-Legierungen bietet die Möglichkeit, die Vorteile des Werkstoffes in verschiedenen Anwendungsbereichen optimal zu nutzen. In der Medizintechnik wären Anwendungen des Laserschweißens, zum Beispiel zur Herstellung und Weiterentwicklung multifunktionaler mikrochirurgischer Instrumente, wie hochelastischer steuerbarer endoskopischer Geräte, denkbar [48, 87]. Bisher verwendete Techniken in der Kieferorthopädie zum Verbinden verschiedener Drahtelemente wie Quetschen, Nieten und Klemmen [33, 120] decken nicht alle Anforderungen und stellen aufgrund ungenügender Langzeitprognosen der Verbindungen keine voll befriedigende Alternative dar. Sofern sich Nickel-Titan-Legierungen schweißen lassen, eröffnen sich für den Kieferorthopäden neue

Anwendungsmöglichkeiten. So könnten, zum Beispiel Elemente einer Segmentbogentechnik unabhängig von der industriellen Verfügbarkeit durch den Behandler individuell hergestellt werden. Bisher werden in der Segmentbogentechnik TMA-Drähte unterschiedlichen Querschnitts kombiniert, die Verbindung hier erfolgt durch Verschweißen [89]. Zukünftig wäre hier Anwendung von NiTi-Elementen denkbar.



**Abb. 43:** Beispiel einer Klemmverbindung (hier: TMA-Loop/Stahl), die durch eine Laserschweißung ersetzt werden könnte.

Eine Klemmverbindung an einem T-Loop, wie in Abbildung 43 zu sehen, könnte zukünftig durch eine Laserschweißung ersetzt werden; vorausgesetzt, es handle sich um gleichartige Legierungen.

Da bei der Schweißung (im Normalfall) artgleiches Material eingesetzt wird, wird anders als bei der oben gezeigten Klemmverbindung gleichzeitiges Auftreten verschiedener Metalllegierungen im Mundmilieu verhindert. Dies würde mögliche intermetallische Reaktionen verhindern und einer Korrosion vorbeugen [50]. Zudem wäre die plaqueretentive Oberflächenbeschaffenheit einer Klemmverbindung durch eine hygienische, relativ glatte und homogene Schweißstelle ersetzt.

Denkbar ist die Anwendung lasergeschweißter NiTi-Drähte in der Kieferorthopädie unter anderem zum

- Anschweißen eines flexiblen Drahtes an einen durchlaufenden Bogen,
- Vermeiden des Kippens von Zähnen durch zusätzliche angeschweißte Elemente,

- Öffnen von Lücken durch Anschweißen eines vertikalen Loops sowie
- Herstellen einer Extrusionsfeder aus einer NiTi-Legierung (bisher TMA).

Ein Vorteil des Verwendens von Drahtbögen aus Nickel-Titan-Legierungen und deren Schweißverbindungen wäre eine Reduzierung der Bogenzahl und damit der Kosten und der Behandlungszeit während einer festsitzenden Behandlung. Bereits Andreasen [2] schilderte die Behandlung eines Patienten, bei dem während der gesamten Behandlung nur zwei Drähte zum Einsatz kamen (ein runder NiTi-Draht und ein runder Edelstahldraht, der erst in der letzten Phase der Behandlung eingesetzt wurde) und wies darauf hin, dass durch die Anwendung der NiTi-Drähte die Bogenzahl erheblich gesenkt werden kann.

Die Vorteile, die durch eine gezielte Anwendung von NiTi-Elementen und deren Schweißverbindungen entstehen (konstante geringe Kraftabgabe und dadurch weniger Schmerzempfindung, verkürzte Stuhlzeit sowie kürzere Behandlungszeit) sind sowohl für den Patienten auch als für den Behandler erheblich. Beim Einsetzen eines NiTi-Drahtes mit geringer Kraftabgabe dürfen größere Niveauunterschiede zwischen den Zähnen bestehen, so dass im Gegensatz zu konventionellen Stahlbögen bereits zu einem früheren Zeitpunkt Bögen mit einem größeren Drahtquerschnitt eingesetzt werden können. Durch den frühzeitigeren Einsatz von Kantbögen und flexiblen angeschweißten Zusatzelementen aus dünneren Drähten könnte bereits in der Nivellierungsphase eine bessere Kontrolle der Zahnbewegung erreicht werden.

Nickel-Titan-Drähte gleicher Querschnitte verschiedener Hersteller erzeugen zum Teil deutlich unterschiedliche Kräfte [58]. Der Behandler benötigt daher zum Abschätzen der auftretenden Kraftsysteme vom Hersteller Angaben zu den wichtigsten mechanischen Eigenschaften. Die Größe der auftretenden Kräfte und Momente über die Behandlungsdauer ist entscheidend, um nicht durch zu kleine oder eventuell sogar unerschwellige Kraftsysteme die Behandlungsdauer zu verlängern. Andererseits wären zu hohe Kräfte, die eventuell zu Wurzelresorptionen führen könnten, denkbar ungünstig. Janson et al. [56] beschrieben in einer röntgenologischen Vergleichsuntersuchung unterschiedlich behandelte Gruppen geringere Wurzelresorptionen bei Verwendung superelastischer Bögen. Im Gegensatz dazu zeigt eine Untersuchung von Weiland [119], in der Nivellierungen

mit Edelstahlbögen und superelastischen Bögen verglichen wurden, Resorptionen an jenen Zähnen, die mit superelastischen Bögen gleichzeitig in mehreren Ebenen nivelliert wurden.

Bislang werden üblicherweise Nickel-Titan-Bögen und konventionelle Stahlbögen nacheinander bei einem Patienten verwendet. Die unterschiedlich auftretenden Kraftsysteme müssen hierbei berücksichtigt werden, um Kräfte richtig einschätzen zu können. Ein System, bei dem konsequent Nickel-Titan-Bögen verwendet würden, erscheint unter diesem Aspekt vorteilhaft.

Eine gleichbleibende Qualität der Drähte und eine klare, standardisierte Produktbeschreibung mit Angabe der wichtigsten mechanischen Eigenschaften sind in diesem Zusammenhang von Seiten der Hersteller zwingend erforderlich. Für den Behandler ist es im Sinne einer besseren Prozesskontrolle ratsam, sich auf wenige, ihm aber gut bekannte Produkte zu beschränken.

❖ Bei lasergeschweißten Dentallegierungen hängt die Korrosionsanfälligkeit des Schweißgefüges von den Erstarrungsbedingungen der gelaserten Bereiche ab [64]. Eine optimale Anpassung der SchweißEinstellung ist daher nicht nur unter dem Aspekt der Festigkeit einer Laserschweißverbindung zu betrachten, sondern auch hinsichtlich eines günstigen Verhaltens gegenüber Korrosion. Die Suche nach geeigneten Schweißparametern für Laserschweißungen von Titan und Nichtedelmetallen und deren Einfluss auf die resultierenden mechanischen Eigenschaften ist auch Gegenstand der Untersuchungen von Behrens [12] sowie Schneider et al. [89]. In der praktischen Anwendung wirken sich die beiden Kenngrößen Spannung und Pulsdauer auf die Festigkeit der Verbindung aus [86]. Durch die Fokussierung wird die Energiedichte (Energie pro Fläche) und somit die Leistungsdichte definiert. Die Fokusslage wurde in der vorliegenden Untersuchung nicht verändert (Schalterposition 0). Durch die Verwendung eines kurzen Laserpulses und einer kleinen Schweißpunktgeometrie ist die Interaktionszeit verkürzt und die Temperatur in der Schmelzzone relativ niedrig [89], wodurch die Schweißqualität positiv beeinflusst wird. Wenn jedoch die zugeführte Energie ausreicht, das Material über den Schmelzpunkt hinaus zu erhitzen, weitet sich die Schmelzzone aus [99].

Da für Nickel-Titan-Legierungen keine Herstellerangaben zu typischen Schweißparametern vorlagen, mussten sie experimentell ermittelt werden. Um Einstellungskonstellationen zu finden, bei denen eine Laserschweißverbindung der untersuchten NiTi-Drähte möglich war, wurden Vorversuche (vgl. Kap. 4.2.4) durchgeführt. Das Einstellungsspektrum wurde einerseits durch Systemvorgaben und Herstellerempfehlungen eingegrenzt (vgl. Tab. 6, S. 55). Es wurde das so genannte „weiche Schweißen“ angestrebt, das bedeutet, Schweißen mit höherer Pulsdauer und niedriger Spannung, das nach Herstellerangaben ein besseres und stabileres Schweißgefüge ermöglicht und einen Materialauswurf verhindert.

❖ Bereits Sonneborn [103], Drescher et al. [30, 31] und Kayser [58] zeigten, dass Materialeigenschaften von NiTi-Drähten vor allem zwischen verschiedenen Produkten, weniger zwischen einzelnen Chargen, variieren. Bei der Auswahl eines superelastischen Drahtes sollte beachtet werden, dass Qualitätsschwankungen, die das Kraftniveau beeinflussen können, nicht auszuschließen sind [58]. Normalerweise ist der Behandler selbst nicht in der Lage, Drähte auf ihre mechanischen Eigenschaften hin zu prüfen. Vorhandene Unterschiede in der Ausprägung pseudoelastischer Eigenschaften werden durch unterschiedliche Legierungszusammensetzung und thermomechanische Behandlung während des Herstellungsprozesses (Walzen, Ziehen, Wärmebehandlung) verursacht [30]. Im Allgemeinen geht der Behandler davon aus, dass superelastische Nickel-Titan-Drähte während der Anwendung geringe Kräfte ausüben. Es besteht aber eine ausgeprägte Variabilität der pseudoelastischen Eigenschaften unter den angebotenen orthodontischen NiTi-Drähten [58, 59]. Dadurch ist die Abschätzung der auftretenden Kraftsysteme erschwert. Beurteilung und Interpretation der mechanischen Eigenschaften lasergeschweißter Drähte setzen eine genaue Kenntnis ihrer ursprünglichen Materialparameter im ungeschweißten Zustand voraus.

Änderungen der mechanischen Eigenschaften durch das Laserschweißen haben Konsequenzen auf ihre klinische Anwendung und deshalb ist es wichtig, sie zu untersuchen. Eine Verringerung pseudoelastischer Merkmale bzw. Erhöhung der Kraftabgabe während der pseudoelastischen Phase würden die Qualität der

Materialien beeinträchtigen und eventuell keinen Vorteil gegenüber der Anwendung konventioneller Stahldrähte bieten.

❖ Mangelnde Stabilität und Materialbrüche stellen nicht nur eine Verletzungsgefahr für den Patienten dar, sondern bedeuten auch eine Verlängerung der Behandlungszeit und zumindest temporär Ausbleiben des Erfolges. Vor allem individuelle Behandlungselemente, deren Herstellung zeitaufwendig ist und dem Patienten zusätzliche Kosten verursacht, sollten stabil und bruchsicher sein. Aus diesen Gründen ist die Frage nach der Stabilität der Laserschweißungen bedeutsam. Bei konventionellen Stahldrähten wurden nach Laserschweißung Zugfestigkeitswerte von bis zu 90 % der Ausgangswerte erreicht [54]. Haas und Schüssler [48] erzielten beim Verschweißen von NiTi-Legierungen mittels Laser Zugfestigkeitswerte von ca. 80 % der Ausgangswerte. Beide Arbeitsgruppen haben lediglich die Zugfestigkeit gemessen, ohne dass die Drähte auf Biegebelastbarkeit untersucht worden waren. Hinsichtlich der Anwendungs-indikation kieferorthopädischer Behandlungselemente scheint eine Überprüfung der Biegestabilität (vgl. Kap. 5.2 und 6.4.3) jedoch sinnvoller zu sein als die Durchführung einer Zugprüfung. Man kann vermuten, dass bei einer reinen Zugfestigkeitsmessung deutlich höhere Festigkeiten zu verzeichnen wären.

## 6.2 Diskussion der Materialauswahl

Von den möglichen werkstoffkundlichen Vorteilen der Nickel-Titan-Drähte in der Kieferorthopädie berichteten bereits Andreasen und Brady [4], Andreasen und Morrow [5] Andreasen et al. [6], Burstone und Mitarbeiter [24] sowie Miura et al. [71]. Sie fanden heraus, dass es Nickel-Titan-Legierungen gibt, die einen niedrigen Elastizitätsmodul aufweisen, der nur ca. 20-25% des Wertes von Stahl beträgt. Im Rahmen von Zug- und Biegeversuchen wurden die materialtechnischen Besonderheiten und Eigenschaften pseudoelastischer Drähte aus Nickel-Titan-Legierungen wiederholt untersucht [7, 19, 59, 60, 61, 66, 67, 72, 82, 94, 110].

Beispiele zur klinischen Anwendung von Nickel-Titan-Drähten wurden ebenfalls vielfach in der Literatur erwähnt [9, 19, 65, 84].

Der heutige Markt stellt den Behandler bei der Wahl geeigneter Materialien aufgrund der Produktvielfalt sowie der qualitativen und preislichen Unterschiede der angebotenen NiTi-Drähte vor schwierige Entscheidungen [58].

Die Nickel-Titan-Legierungen (mit und ohne Kupferanteil) sollten im Gegensatz zu den konventionellen orthodontischen Drahtbögen einen niedrigeren Elastizitätsmodul, ein hohes Deflexionsvermögen, ein Formgedächtnis und das Phänomen der Superelastizität mit nahezu konstanter Kraftabgabe während des Entlastungsplateaus über einen gewissen Auslenkungsbereich zeigen. Zumindest eine konstante, möglichst geringe (jedoch nicht unterschwellige) Kraftabgabe während des Entlastungsplateaus ist, wie die Arbeit von Kayser [58] zeigt, nur bei wenigen von ihm untersuchten NiTi-Drähten vorhanden. NiTi-Legierungen sind korrosionsbeständig, bioverträglich und besitzen eine gute mechanische Belastbarkeit [106]. Diese besonderen Eigenschaften machen die superelastischen Materialien für Anwendungen in der Medizintechnik und in der Kieferorthopädie gleichermaßen interessant. Folgende Kriterien wurden bei der Materialwahl befolgt:

- In die Studie sollten ausschließlich superelastische Bögen aus NiTi-Legierungen einbezogen werden.
- Es sollten möglichst Drähte verschiedener, jedoch in Deutschland vertretener Hersteller verwendet werden. Deren Produkte sollten bereits durch andere Arbeitsgruppen geprüft worden sein, so dass unabhängige Daten aus der Literatur vorliegen, die zeigen, dass es sich tatsächlich um superelastische Materialien handelt [58, 59].
- Die Drähte sollten in unterschiedlichen Querschnitten verfügbar sein, um bei verschiedenen klinischen Indikationen eingesetzt werden zu können.

In die vorliegende Studie wurden ausschließlich Nickel-Titan-Bögen mit zwei unterschiedlichen Querschnitten ausgewählt (rund vs. rechteckig), um hier mögliche Unterschiede der Auswirkung des Schweißprozesses zu ermitteln. Die untersuchten runden Drahtbögen lagen in zwei verschiedenen Durchmessern von 0,41 mm (GAC, Ormco) sowie von 0,40 mm (Dentaurum) vor (.016“). Die rechteckigen Bögen hatten eine Querschnittsfläche von 0,41 mm x 0,56 mm (.016“ x .022“).

Die Drahtdurchmesser .016“ und .016 x .022“ kommen während einer kieferorthopädischen Behandlung üblicherweise zum Einsatz. Die Drähte wurden von den Herstellern für diese Studie zur Verfügung gestellt. Die mechanischen Eigenschaften der ausgewählten Produkte sind bereits von anderen Arbeitsgruppen untersucht und beschrieben worden [30, 31, 58, 59, 103]. Es sei angemerkt, dass die Auswahl der Drahtmaterialien keinerlei Wertung der klinischen Bewährung einer dieser Legierung beinhaltet. Direkte Rückschlüsse auf Nickel-Titan-Drähte anderer Hersteller oder gar die Übertragung der Ergebnisse auf andere Produkte ist wegen der im Folgenden aufgeführten Gründe nicht möglich.

### **6.3 Diskussion der Untersuchungsmethodik**

#### 6.3.1 Laserschweißen

##### *6.3.1.1 Probenhalterung*

Die Absorption der Strahlung (Wellenlänge von 1064 nm bei industriellen Nd:YAG-Lasern) durch die Fügepartner und die Wärmeleitfähigkeit des zu fügenden Materials sind beim Laserschweißen entscheidend und beeinflussen die Qualität einer Schweißung erheblich [114]. Die Positionierung der Drähte bei der Laserschweißung ist aufgrund der Absorption und der Reflexion der Laserstrahlen durch die verwendete Legierung von Bedeutung [64]. Durch die speziell für diese Untersuchung hergestellte Probenhalterung konnten die ungefähr geraden Drahtsegmente der vorgeformten Bögen mit guter Genauigkeit annähernd parallel zueinander positioniert werden. Die parallel lineare bzw. flächige Überlappung der Drahtproben betrug bei allen Proben 3 mm. Die Länge der Überlappung sollte wegen der klinischen Anwendbarkeit sowie des Ausmaßes der erwarteten ungünstigen Auswirkung des Schweißprozesses auf die Materialeigenschaften der Drähte möglichst klein sein und dennoch gute Festigkeitswerte erreichen. Um eine unterschiedliche Reflexion der Proben zu minimieren, wurden die Schweißproben stets senkrecht zum Schweißstrahl ausgerichtet.



### 6.3.1.2 Nd:YAG-Laser

Die Schweißungen wurden mit einem DESKTOP-Laser der Firma Dentaorium (Ispringen, Deutschland) durchgeführt.

Für das Verschweißen kieferorthopädischer Drähte mit kleinen Durchmessern scheinen Nd:YAG-Laser aufgrund der besseren Fokussierbarkeit und ihrer geringen Wärmeeinwirkung besser geeignet als CO<sub>2</sub>-Laser [48]. Durch die kleinen Abmessungen des DESKTOP-Lasers, sein breites Indikationsspektrum sowie seine einfache Bedienung ist dieser Gerätetyp für die Kieferorthopädie geeignet. Die in relativ kurzer Zeit (Pulsdauer: 0,5-15 ms) im Brennpunkt applizierte Energie erwärmt das Werkstück über den Schmelzpunkt hinaus, wodurch die Legierungen ineinander fließen und eine Schweißverbindung zustande kommt. Zur exakten Positionierung und Fokussierung der zu verschweißenden Teile ist das in dieser Studie verwendete Lasersystem mit einem Stereomikroskop ausgestattet. Die Qualität der Schweißpunkte lässt sich über die Einstellung von Spannung und Pulsdauer steuern. Die Spannung beeinflusst die Amplitude, die Pulsdauer die pro Zeiteinheit zugeführte Energie (vgl. Abb. 18, S. 61). Durch eine Variation der Kenngrößen (Spannung, Pulsdauer) kann für verschiedene Materialien eine geeignete Einstellung gefunden werden. Um mögliche Oxidationsvorgänge zu vermeiden, wird beim DESKTOP-Laser unter Schutzgas (Argon) geschweißt; hierfür ist das Gerät mit einem eigenen Schutzgasanschluß ausgestattet.

Der DESKTOP-Laser schien aus den oben genannten Gründen für die Durchführung der Laserschweißungen in der vorliegenden Studie geeignet zu sein und stand im Universitätslabor (Charité) für wissenschaftliche Zwecke zur Verfügung. Die Übertragung der Ergebnisse ist nicht ohne Weiteres möglich.

Ein weiterer Aspekt, den es zu bedenken gibt, sind Kosten, die in Zusammenhang mit dem Erwerb eines Laserschweißgerätes und ggf. einer Haltevorrichtung sowie dem Einarbeiten eines Zahntechnikers entstehen. Nur bei häufiger und vielseitiger Anwendung des Systems im klinischen Alltag können sich die Investitionskosten amortisieren.

### 6.3.1.3 SchweißEinstellungen

Um eine dauerhafte Verbindung der gelaserten Bereiche zu erreichen, sind, wie bereits erwähnt, geeignete SchweißEinstellungen notwendig. Die Wahl der Schweißparameter richtete sich nach der Herstellerempfehlung, eine möglichst geringe Laserleistungen zu wählen und das so genannte „weiche Schweißen“ (Schweißen mit höherer Pulsdauer und niedriger Spannung) zu bevorzugen, das ein besseres und stabileres Schweißgefüge ermöglicht. Da keine Literatur- bzw. Herstellerangaben zu geeigneten Spannungs- und Pulsdauereinstellungen vorlagen, mussten sie experimentell im Rahmen der Vorversuche (vgl. Kap. 4.2.4) ermittelt werden. Folgende Einstellungen wurden gewählt:

- Spannung: 220 V; 225 V; 230 V; 235 V,
- Pulsdauer: 1,5 ms; 2,0 ms; 2,5 ms; 3,0 ms; 3,5 ms.

Mit den oben genannten Schweißparametern konnten NiTi-Drähte verbunden werden. Eine Pulsdauer von 3,0 ms bei einer Spannung von 235 V sowie eine Pulsdauer von 3,5 ms bei einer Spannung von 225 V bis 235 V scheinen für die Verbindung der in dieser Studie geschweißten NiTi-Drähte nicht geeignet zu sein. Die Wahl der Einstellungskombinationen scheint, bis auf die oben genannten Schweißparameter, bei dem in dieser Studie verwendeten Lasersystem sinnvoll zu sein. Jedoch ist eine Übertragung der SchweißEinstellungen auf andere Lasersysteme gleicher Art wie Desktop-Laser nicht ohne Weiteres möglich. Es liegt die Vermutung nahe, dass die Einstellungsparameter jedes Lasergerätes für jede Drahtsorte einzeln ermittelt werden müssen. Im Gegensatz zum Widerstandsschweißen, bei dem optimale Schweißspannungsintervalle in Abhängigkeit vom Gerätetyp ermittelt werden konnten [28, 89], gibt es in der vorliegenden Untersuchung keine eindeutig ideale Kombination der Einstellungsparameter mit maximaler Stabilität.

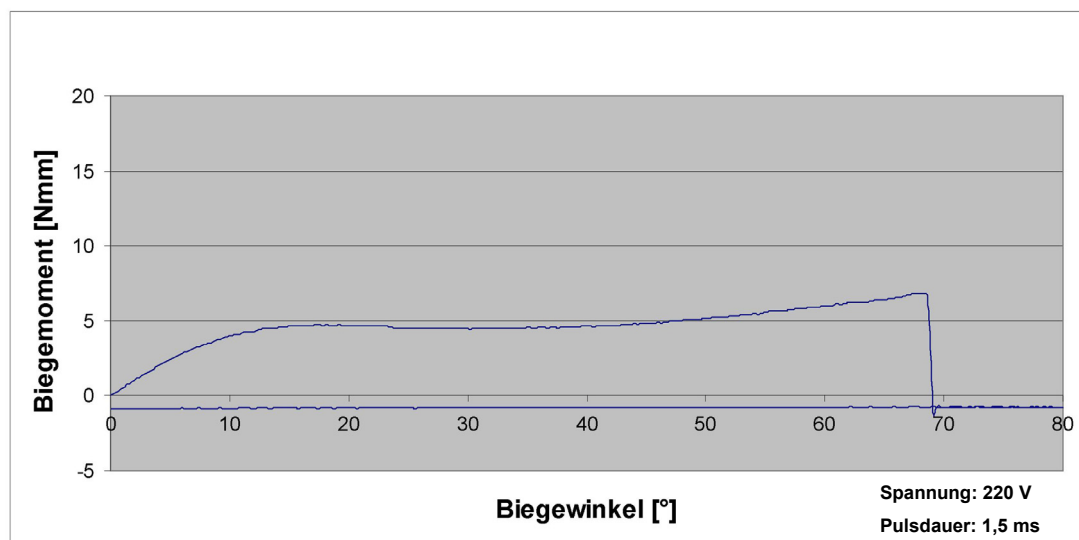
### 6.3.2 Biegeversuch mit dem FLEX-Biegemessplatz

Der hier verwendete Biegemessplatz FLEX ermöglicht eine Biegung der verschweißten Drahtproben bis zu einem gewünschten Biegewinkel ohne Änderung der freien Drahtlänge. In der vorliegenden Studie wurde ein maximaler Biegewinkel von  $80^\circ$  festgesetzt. In ungeschweißtem Zustand sollten dabei keine bleibenden Verformungen der Drähte auftreten [58]. Der ausgewählte Endwinkel von  $80^\circ$  führt bei einem rechteckigen NiTi-Draht mit dem Querschnitt von  $.016'' \times .022''$  in Verbindung mit einer Einspannlänge von 7 mm (vgl. Kap. 4.2.5.2) dazu, dass die pseudoelastische Kurve vollständig durchlaufen wird. Somit ist ein Wiederanstieg der Kurve am Ende des Belastungsplateaus in den Biegemoment-Biegewinkel-Diagrammen deutlich sichtbar und die Be- und Entlastungskurve können vollständig beurteilt werden. Dies wäre bei einem anderen Biegewinkel nur im Zusammenhang mit der Veränderung der Einspannlänge möglich. Um den vollständigen Kurvenverlauf bei kleineren Biegewinkeln zu erreichen, müsste eine geringere Drahtlänge eingespannt werden, was bei dem FLEX-Biegemessplatz nicht möglich ist. Die eingestellte Maximalbiegung bei gegebener Drahtlänge resultiert in einer Maximaldehnung von etwa 6-7 % in den Randschichten bei einem  $.016'' \times .022''$  NiTi-Draht [15]. Das Kriterium  $80^\circ$  gilt gleichermaßen für runde  $.016''$  und rechteckige  $.016'' \times .022''$  Drähte. Die Schweißungen sollten im Falle einer solchen Belastung, die während der kieferorthopädischen Behandlung nicht auszuschließen ist, ausreichende Biegefestigkeit besitzen.

Das Messverfahren FLEX stellt eine von vielen, im Kapitel 2.4.2 beschriebenen Methoden dar, mit deren Hilfe werkstoffspezifische Eigenschaften ermittelt werden können. Ein Vorteil der gewählten Messanordnung liegt in der Messung bei einer Temperatur von  $37,0^\circ\text{C} \pm 1,0^\circ\text{C}$ . Dies ist wichtig, weil dies der durchschnittlichen Mundmilieutemperatur entspricht und das Verhalten der lasergeschweißten NiTi-Drähte unter annähernd physiologischen Bedingungen verdeutlicht. Allerdings konnten Temperaturschwankungen, wie sie im Mund durch Einnahme kalter oder heißer Getränke sowie Eis etc. entstehen, nicht berücksichtigt werden [77].

In der klinischen Anwendung werden kieferorthopädische Drähte überwiegend auf Biegung belastet, so dass der Biegeversuch eher einer kieferorthopädischen

Anwendung entspricht als einem Zug- oder Torsionsversuch [58]. Eine reine Zugbelastung wird in der Regel auf einen kieferorthopädischen Bogen, anders als auf einige Hilfselemente (z. B. Zugfedern), nicht direkt einwirken. Mit dem Biegeversuch FLEX wurden die Messgrößen Biegewinkel und Biegemoment gemessen [77]. Anhand dieser wurden die unter 4.2.5.3 dargestellten Messwerte ermittelt. Dadurch konnte das pseudoelastische Verhalten der geschweißten wie auch der ungeschweißten Drahtsegmente sowie die Festigkeit der Schweißungen evaluiert werden. Sofern es zum Bruch kam, konnte der Biegewinkel, bei dem die Probe gebrochen war, aus den Biegemoment-Biegewinkel-Diagrammen abgelesen werden (vgl. Abb. 44).



**Abb. 44:** Biegemoment-Biegewinkel-Diagramm Sentalloy (GACS (16)); geschweißt; Messung bei 80°, Draht bei etwa 69° gebrochen.

Außerdem konnten mit dem Biegeversuch FLEX die Elastizitätsmoduln und Grenzdehnungen bestimmt werden, die jedoch für diese Untersuchung von untergeordneter Bedeutung sind, da diese zwar die Elastizitätseigenschaften der Legierung beschreiben, jedoch keine Aussage über die während der Entlastungsphase auftretenden Kräfte erlauben [58].

Ein alternativer Versuchsaufbau, der für diese Studie in Frage kam, war der unter 2.4.2 beschriebene Dreipunktbiegeversuch. Dieser ähnelt ebenfalls einer realen kieferorthopädischen Anwendung, die Drahtenden sind jedoch frei aufgelagert [92], so dass sich beim Biegen die Drahtlänge verändern und die Biegelinie von der

idealen Kreisbogenform abweichen kann. Da der Dreipunktbiegeversuch jedoch von vielen Arbeitsgruppen nach wie vor eingesetzt wird, dient er weiterhin als Referenz für Vergleichsstudien.

Der klinische Einsatz der Laserschweißverbindungen setzt eine ausreichende Bruchfestigkeit sowie Kenntnis der mechanischen Eigenschaften der Drähte voraus. Drahtbrüche, wie bereits erwähnt, können nicht nur das Behandlungsergebnis gefährden, sondern stellen auch ein Verletzungsrisiko für den Patienten dar. Daher wurde in dieser Untersuchung eine Prüf- und Messmethode herangezogen, die annähernd den klinischen Anforderungen gerecht wird und die Bruchfestigkeit unter Belastung zu beurteilen erlaubt [76, 77].

Es sei darauf hingewiesen, dass bei dem in dieser Studie angewandten Messverfahren das Biegen auf einer freien, relativ weitspannigen Strecke von 7 mm herbeigeführt wurde. Extreme Belastungen, wie sie zum Beispiel beim Biegen über eine scharfe Kante im Mund des Patienten vorkommen können, werden hier nicht berücksichtigt [76, 77].

Der Anfangswinkel der Biegemessung betrug stets  $0^\circ$ , d. h. der Draht war annähernd gerade. Der Endwinkel betrug maximal  $80^\circ$ . Da der maximale Biegewinkel von  $80^\circ$  auch von anderen Arbeitsgruppen [58, 59] gewählt wurde, besteht die Möglichkeit, die Ergebnisse dieser Studie mit denen anderer Autoren zu vergleichen. Allerdings wurden dort nur ungeschweißte Drähte verschiedener Hersteller untersucht und keine lasergeschweißten Drähte. Zuerst wurde eine Messung bei  $80^\circ$  Biegewinkel durchgeführt. Hat eine Probe diese Biegung überstanden, wurde sie nicht weiter geprüft. Um elastische Eigenschaften der geschweißten Drähte anhand der Biegemoment-Biegewinkel-Diagramme beurteilen zu können, konnten nur intakt gebliebene Proben ausgewertet werden. Anhand der Biegemoment-Biegewinkel-Diagramme wurden Gruppen gebildet, bei denen mindestens vier der fünf (80 %) untersuchten Proben eine Belastung von  $80^\circ$  ausgehalten haben (vgl. Tab. 8). Dieses Kriterium erfüllten 25 Gruppen mit insgesamt 110 ganz gebliebenen Einzelproben. Alternativ wäre denkbar Gruppen auszuwählen, in denen alle Drähte die gewählte Biegebelastung ausgehalten haben. Bei der Betrachtung der Biegemoment-Biegewinkel-Diagramme konnten jedoch in den Gruppen mit vier intakten Schweißungen ähnliche Ergebnisse beobachtet werden wie in den Gruppen

mit vollständig ganz gebliebenen Proben. Bei der Analyse der Ergebnisse, vor allem beim Vergleich der geschweißten mit den ungeschweißten Proben, muss zunächst bedacht werden, dass die Anzahl der Proben in den Gruppen zum Teil unterschiedlich ist (vgl. 5.2, Tab. 9). Auch die Zahl der ausgewerteten Gruppen und somit die Zahl der Proben pro Drahtsorte ist unterschiedlich (vgl. 5.2, Tab. 8). Da pro Gruppe je ein ungeschweißter Referenzdraht gemessen wurde, variiert auch deren Zahl. Alternativ wäre denkbar, dass pro Drahtpaar ein Referenzdraht gemessen würde, somit wäre die Zahl der Referenzdrähte von 160 auf 400 gestiegen. Dies würde zwar einen Überblick über die vorhandenen Unterschiede zwischen den ungeschweißten Drähten liefern, hätte jedoch keinen wesentlichen Einfluss auf die in der vorliegenden Studie erzielten Ergebnisse. Außerdem lagen für die ungeschweißten Drähte bereits Ergebnisse aus anderen Untersuchungen vor, so dass auf diese Untersuchung verzichtet wurde. Hinzu kommt, dass die Proben teilweise unterschiedlich oft belastet wurden. Aufgrund der in den Vorversuchen gewonnenen Erkenntnisse wurden jedoch im Rahmen der vorliegenden Untersuchung mehrfache Belastungen der geschweißten Proben möglichst vermieden. Aufgrund der zusätzlich zum Versuchsaufbau durchgeführten Messungen (vgl. 4.2.5.4) darf man aber annehmen, dass die ermittelten Messparameter der geschweißten Proben nicht wesentlich durch mehrfaches Biegen beeinflusst werden. Diese Aspekte müssen bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden. Die Spannungs-Dehnungs-Diagramme (Biegemoment-Biegewinkel-Diagramme) ungeschweißter und geschweißter Drähte beschreiben das Verhalten einer superelastischen Legierung und liefern die Kenngrößen zur Berechnung der Messparameter (vgl. 4.2.5.3). Die Streuung der einzelnen Werte innerhalb einer Gruppe kann anhand der Punktwolkendiagramme („scatter plots“) beurteilt werden (vgl. 5.3).

Zum Vergleich geschweißter und ungeschweißter Drähte wurde der Median eingesetzt. Dieser ist ein robustes Maß der zentralen Tendenz für Auswertung von Daten auf Ordinalskalenniveau oder höher. Der Median halbiert die Werte einer nach ihrer Größe geordneten Folge von Mess- und Rangwerten, so dass 50 % über und 50 % unter dem Median liegen. Im Unterschied zum Arithmetischen Mittel wird der Median durch Ausreißerwerte nicht beeinflusst, da seine Größe nur von den mittleren

Werten einer geordneten Verteilung abhängt. Der Median ist auch unempfindlicher als das Arithmetische Mittel gegenüber einer Abweichung von der Symmetrie. Durch die Darstellung der Medianwerte der geschweißten und ungeschweißten Proben kann ein Vergleich anschaulich und unabhängig von Ausreißern, die trotz der geringen Probenzahl pro Gruppe ( $n = 4$  bzw.  $5$ ) auftreten, durchgeführt werden (vgl. 5.4).

## 6.4 Diskussion der Ergebnisse

### 6.4.1 Laserschweißbarkeit

In der vorliegenden Arbeit wurde zunächst die Laserschweißbarkeit kieferorthopädischer Nickel-Titan-Drähte untersucht. Auf die Untersuchung der heute noch in der Zahntechnik üblichen Löt- und Widerstandsschweißungen wurde wegen der vorher erwähnten Problematik der Biokompatibilität (vgl. Kap. 2.3.3.7) dieser Verbindungen verzichtet [45, 50, 57, 95, 121, 122, 123]. Durch Untersuchung von über 800 geschweißten Proben konnte nachgewiesen werden, dass sich NiTi-Drähte durchaus miteinander verschweißen lassen. Von 800 Schweißungen waren 794 in dem Sinne erfolgreich, dass die Schweißungen nach Herausnehmen aus der Probenhalterung ganz geblieben waren. Wie bereits erwähnt, gibt es in der Literatur keine Berichte zum Laserschweißen kieferorthopädischer NiTi-Drähte. Erfolgversprechende Ansätze für das Laser-schweißen von NiTi-Legierungen wurden durch Einsatz eines Nd:YAG-Lasers in Studien von Schlossmacher et al. [87] sowie Haas und Schüßler [48] erzielt. Schlossmacher und Mitarbeiter [87] haben ca.  $500\ \mu\text{m}$  dicke martensitische NiTi-Prüfkörper aus 50,6 % Ti und 49,3 % Ni lasergeschweißt (Schweißnahtlänge 6 mm) und dabei Zugfestigkeitswerte von etwa 50 % der Ausgangsfestigkeit gemessen. Haas und Schüßler verschweißten mit einem Nd:YAG-Laser eine NiTi-Legierung in den Wanddicken 0,17 mm und 0,5 mm miteinander und erzielten Zugfestigkeitswerte von ca. 80 % des Ausgangsmaterials [48]. Dabei haben sie festgestellt, dass das pseudoelastische Verhalten der geschweißten Komponenten nahezu dem des Ausgangsmaterials entsprach [48, 87]. Untersuchungen zum  $\text{CO}_2$ -Laserschweißen von NiTi-Legierungen berichten über

eine geringe Zugfestigkeit (etwa 50 % des Ausgangsmaterials) und niedrige Bruchdehnung der Verbindungen [87].

#### 6.4.2 Elastische Eigenschaften

Bei jenen Drähten, die bei dem Biegeversuch nicht gebrochen sind, wurden die Biegemoment-Biegewinkel-Diagramme der ungeschweißten und der geschweißten Proben gegenübergestellt. Hierbei zeigte sich:

Die Biegemoment-Biegewinkel-Diagramme der mit unterschiedlicher Einstellung geschweißten Drähte der gleichen Drahtdimension zeigen auffällige Unterschiede zwischen Herstellern sowohl im Vergleich zu den ungeschweißten Proben als auch untereinander. Das bestätigt die Beobachtung von Kayser [58], der 25 kieferorthopädische Bögen von 12 unterschiedlichen Herstellern untersuchte und ein „sehr unterschiedliches pseudoelastisches Verhalten der Drahtbögen“ feststellte. Jedoch hat Kayser ungeschweißte Drähte geprüft, so dass lediglich ein Vergleich der ursprünglichen (vor dem Schweißen) Materialeigenschaften möglich ist. So zeigte zum Beispiel ein Neo Sentalloy (GACNS) der Dimension .016“ x .022“ in seiner Untersuchung ein mittleres Drehmoment, das unter 2 Nmm und einen Endpunkt des Entlastungsplateaus, der bei 2,5° lag. Dagegen lag das mittlere Drehmoment des rechteckigen, ungeschweißten Neo Sentalloy-Drahtes in der vorliegenden Untersuchung bei ca. 1 Nmm und der Endpunkt des Entlastungsplateaus bei 5° im Median, wobei man unterschiedliche Probenzahlen (n = 20 bei Kayser und n = 9 in der vorliegenden Studie) in beiden Studien berücksichtigen muss. Die Tatsache, dass Kayser ganze Bögen gemessen hat und keine Segmente, so wie das in der vorliegenden Arbeit geschehen ist, dürfte im Vergleich keine Rolle spielen, da es sich nicht um Drähte mit segmentweise unterschiedlicher Kraftabgabe handelte.

Wie unter 4.2.5.3 beschrieben, wurden zur Charakterisierung der Biegemoment-Biegewinkel-Kurven folgende Parameter herangezogen:

- mittleres Drehmoment auf dem Entlastungsplateau,
- Endpunkt des Entlastungsplateaus,
- Steigung des Entlastungsplateaus und
- Steigung des linearen Endabschnittes.



Das mittlere Drehmoment auf dem Entlastungsplateau ist ein Parameter, der für die Kraftübertragung von einem kieferorthopädischen Draht auf die Zähne entscheidend ist.

Bei allen Drahtsorten, bei denen mindestens vier der fünf untersuchten Proben aus der gleichen Gruppe eine Belastung von 80° ausgehalten hatten (vgl. Tab. 8), zeigte sich, dass das mittlere Drehmoment bei den ungeschweißten Proben am niedrigsten war (vgl. Abb. 39). Nach dem Laserschweißen unterschieden sich die Plateauhöhen während der martensitischen Transformation sowohl bei Belastung als auch bei Entlastung von den Werten ungeschweißter Drähte. Die Belastungsplateaus lagen auf einem höheren Niveau, das heißt, sie besaßen ein höheres Biegemoment (vgl. 5.2.1.1 bis 5.2.1.4). Das mittlere Drehmoment des Entlastungsplateaus stieg ebenfalls bei allen untersuchten Proben an, allerdings gab es Unterschiede sowohl zwischen den einzelnen Produkten als auch innerhalb der Gruppen. Eine starke Streuung sowie ungleichmäßige Verteilung kennzeichnet die Messwerte sowohl zwischen einzelnen Drahtsorten als auch innerhalb einer Drahtsorte. Eine verhältnismäßig dichte Punktwolke ist bei allen Drähten zwischen 2 und 3 Nmm zu erkennen (vgl. 5.3.1). Bei dem Copper NiTi Thermo Active At 27°C (OC 27 (16)) stieg das mittlere Drehmoment nach dem Schweißen im Median verglichen mit den ungeschweißten Drähten nur unwesentlich an, etwas höher lag es bei dem Copper NiTi Thermo Active At 35°C (OC 35 (16)) und (OC 35 (16x22)) (vgl. Abb. 39). Bei dem Neo Sentalloy (GACNS (16x22)) nahm das mittlere Drehmoment in diesem Vergleich am meisten zu. Verglichen zu der ungeschweißten Probe zeigen die Be- und Entlastungsplateaus der Neo Sentalloy-Drähte höhere Kurvenverläufe (es waren somit größere Biegemomente zur elastischen Verformung der Drähte notwendig), jedoch blieb die Länge des Entlastungsplateaus im Gegensatz zu anderen Drähten nahezu unverändert.

Ein höheres Biegemoment auf dem Entlastungsplateau beim Biegeversuch nach dem Laserschweißen deutet auf eine Zunahme der Steifigkeit der Proben nach dem Schweißvorgang hin, was auf die doppelte Dicke der geschweißten Probe im Bereich der Schweißnaht zurückzuführen ist. Die elastischen Rückstellkomponenten des Drahtes Neo Sentalloy (GACNS (16x22)) mit der nahezu gleichbleibenden Länge des Entlastungsplateaus scheinen durch das Laserschweißen nicht erheblich

beeinträchtigt worden zu sein (vgl. 5.2.1.3). Dagegen zeigen sowohl die runden (vgl. 5.2.1.1. und 5.2.1.2) als auch die rechteckigen Copper NiTi-Drähte eine starke Verkürzung des pseudoelastischen Plateaus (vgl. 5.2.1.4).

Der geschweißte Neo Sentalloy (GACNS (16x22)) Draht zeigte nach dem Laserschweißen zwar den größten Unterschied zu seinem Ausgangswert des mittleren Drehmomentes, dennoch gleicht sein mittleres Drehmoment mit einem Wert von 3,2 Nmm dem Wert des mittleren Drehmomentes des Copper NiTi Thermo-Active At 35°C (OC 35 (16x22)) Drahtes vor dem Schweißen (vgl. Abb. 39). Daraus leiten sich die unterschiedlichen Anwendungsbereiche der verschiedenen Drahtsorten sowohl in geschweißtem als auch in ungeschweißtem Zustand ab. Kräfte dieser Größenordnung (>3 Nmm) liegen oberhalb der für die kieferorthopädische Anwendung empfohlenen Kraftgrößen, was zum Auftreten unerwünschter Nebenwirkungen führen kann. Mit dem Anstieg des mittleren Drehmoments zeigen Drähte mit einer größeren Plateauhöhe auch einen späteren Beginn des Belastungsplateaus und ein früheres Ende des Entlastungsplateaus (vgl. 5.2.1.1 bis 5.2.1.4). Die Entlastungsplateaus sind meist zugunsten der linearen Endabschnitte verkürzt. Auch der Endpunkt des Entlastungsplateaus stieg bei allen untersuchten Proben an (vgl. Abb. 40).

Aus kieferorthopädischer Sicht sollte der Biegewinkel, der das Ende des Entlastungsplateaus beschreibt, möglichst klein sein, denn je kleiner dieser Wert ausfällt, desto besser kann das weitgehend konstante Biegemoment im Bereich des pseudoelastischen Plateaus genutzt werden. Damit ist auch der klinisch bedeutsame Kraftbereich größer. Die Erhöhung der Endpunkte des Entlastungsplateaus bedeutet eine Verkürzung der Gesamtstrecke des klinisch nutzbaren Entlastungsplateaus. Die Werte der Endpunkte des Entlastungsplateaus variieren zwischen den untersuchten Drähten - ähnlich wie die des mittleren Drehmomentes - stark (vgl. 5.3.2). Das Entlastungsplateau endet bei dem Draht Copper NiTi Thermo-Active At 27°C (OC 27 (16)) bei 40° im Median (Abb. 40). Dies war der größte mediane Wert der durchgeführten Messungen, gefolgt von dem Draht Copper NiTi Thermo-Active At 35°C (OC 35 (16x22)) mit 36,2° im Median. Bei dem Copper NiTi Thermo-Active At 35°C (OC 35 (16))-Draht beträgt der Endwinkel des Entlastungsplateaus 32,4° im Median. Der Draht Neo Sentalloy (GACNS (16x22)) zeigt mit 12,1° im Median den

kleinsten Wert der untersuchten Drähte. Die größte Abweichung zu ungeschweißten Proben wiesen die Drähte Copper NiTi Thermo-Active At 35°C (OC 35 (16)) und (OC 35 (16x22)) auf (Abb. 40).

Diese Auswertung verdeutlicht, dass der Copper NiTi Thermo-Active At 27°C (OC 27 (16)) nach dem Schweißvorgang schneller das pseudoelastische Entlastungsplateau verlässt und in die lineare Phase übergeht, als zum Beispiel der Neo Sentalloy (GACNS (16x22))-Draht, der sich durch ein langes Entlastungsplateau und einen späten Übergang in die lineare Phase auszeichnet. Auch hier führte der Schweißvorgang bei allen Drahtsorten zu einer Verlagerung (einem Anstieg) des Endwinkels des Entlastungsplateaus und somit zur Einschränkung der Superelastizität.

Die lineare Be- und Entlastungskurve bei dem Biegeversuch ist charakteristisch für nicht superelastische Drähte, beispielsweise für Stahldrähte. Das Hauptmerkmal der superelastischen Eigenschaft der NiTi-Drähte kommt in dem Entlastungsplateau zum Ausdruck. Der vorzeitige Übergang des Entlastungsplateaus in die lineare Endphase bei den geschweißten NiTi-Drähten lässt demnach vermuten, dass durch den Schweißvorgang die Drähte ihre superelastischen Eigenschaften teilweise einbüßen: verglichen mit den ungeschweißten Drähten verringert sich dadurch ihr therapeutischer Bereich. Es besteht Grund zu der Annahme, dass die geschweißten Anteile sich nicht superelastisch verhalten, während diejenigen Anteile, die nicht in direktem Zusammenhang zu der Schweißnaht stehen, weiterhin superelastisch bleiben. Diese Beobachtung deckt sich mit der Aussage von Haas und Schüßler [48], die ebenfalls keine „nennenswerte pseudoelastische Rückdehnung“ im Schweißgefüge vermuten. Demnach hätte die Länge der Schweißnaht, also die Anzahl der gesetzten Schweißpunkte, einen erheblichen Einfluss auf das physikalische Verhalten dieser Drähte. Denkbar wäre ein Versuchsaufbau, in dem man die mechanischen Eigenschaften von Drähten untersuchen würde, die über die gesamte Länge verschweißt worden wären. Weitergehende Untersuchungen zur Verifizierung der Bedeutung der Schweißnahtlänge auf das Biegeverhalten dieser Drähte wurden in dieser Arbeit zwar nicht durchgeführt, sollen jedoch Gegenstand zukünftiger Studien sein.

Um nicht durch unphysiologische große Kräfte Nebenwirkungen wie Wurzelresorptionen oder parodontale Schäden zu verursachen, kann unter Umständen bei der Verwendung von Drähten mit höheren Plateaus nicht das pseudoelastische Plateau mit kontinuierlicher Kraftabgabe, sondern nur der linear elastische Bereich nach dem Verlassen des Entlastungsplateaus genutzt werden, so dass keine Vorteile gegenüber einem Drahtbogen mit gleicher linear elastischer Steigung jedoch ohne superelastisches Verhalten ersichtlich sind.

Wie bereits erwähnt, charakterisiert die Steigung des Entlastungsplateaus den Verlauf der Kurve während der Plateauphase. Das bedeutet, je geringer diese Steigung ist, desto flacher ist der Kurvenverlauf. Das spricht für eine kontinuierliche und eher gleichmäßige Kraftabgabe des Drahtes auf die betroffenen Zähne während der Behandlung. Die Steigung der Plateauphase der geschweißten Drähte wies geringe Unterschiede im Vergleich zu den ungeschweißten Proben auf (vgl. Abb. 41). Je niedriger dieser Wert liegt, desto konstanter ist das Biegemoment bei der Abnahme des Biegewinkels während des pseudoelastischen Plateaus.

Die Phase des linear elastischen Verhaltens zeigte vor dem Erreichen der martensitischen Transformation bei den meisten Drähten nur geringe Unterschiede hinsichtlich der Steigung (vgl. Abb. 42). Da der Endwinkel des Entlastungsplateaus sich bei allen Drähten nach rechts verschoben hat (sich vergrößert hat) und zeitgleich das mittlere Drehmoment nur gering angestiegen ist, ist die unwesentliche Veränderung der Steigung des linearen Endabschnittes verständlich.

#### 6.4.3 Festigkeit

Anders als bei Haas und Schüßler sowie Schlossmacher et al. [48, 87], die die Zugfestigkeiten lasergeschweißter Drähte untersucht haben und dabei über Werte zwischen 50 % und 80 % der Ausgangswerte berichteten, wurde in der vorliegenden Studie die Biegebelastbarkeit der geschweißten Drahtproben geprüft.

Von insgesamt 800 lasergeschweißten Drahtproben haben 225 Drähte aus vier der acht untersuchten Drahtsorten die maximale Biegung von 80° ausgehalten. Während der praktischen Versuche konnte, bis auf Proben, die bereits beim Einspannen gebrochen sind, kein Unterschied der Schweißqualität beider Querschnitte

festgestellt werden. 72 % der untersuchten 800 Drähte sind bei 80° Biegung gebrochen. Von den übrigen 225 intakt gebliebenen Proben (72 %) konnte etwa nur die Hälfte zur weiteren Auswertung herangezogen werden, um Gruppen zu bilden, in denen mindestens 80 % der Drähte ganz geblieben waren.

Die Bruchstelle der Drähte lag meist am Übergang der Schweißnaht zu einem der nicht geschweißten Anteile des Drahtes. Vereinzelt brachen die Proben in der Mitte der Schweißnaht. Laut Potluri [78] haben Hirose und Araki mit Hilfe eines CO<sub>2</sub>-Lasers 3 mm dicke NiTi-Blätter verschweißt. Die Schweißungen sind bei anschließenden Festigkeitsmessungen in der Regel im Zentrum der Schweißnaht gebrochen, was auf eine Versprödung des Schweißgebietes hinweist. Auch Haas und Schüßler [48] weisen darauf hin, dass die Neigung zur Schweißnahtversprödung aufgrund der dendritischen Erstarrungsstruktur und der Ausscheidung intermetallischer Phasen beim CO<sub>2</sub>-Laserschweißen nachteilig ist. Hinsichtlich der Belastungsgrenze (80°) können aufgrund fehlender Angaben keine Vergleiche gezogen werden. Diejenigen geschweißten Drahtproben, die in der vorliegenden Studie eine 80° Biegung überstanden haben, zeigten eine höhere Steifigkeit. Weiterhin waren die Superelastizität und die elastische Rückstellung dieser Drähte verglichen mit den ungeschweißten Proben eingeschränkt. Die mechanische Stabilität dieser ganz gebliebenen Schweißverbindungen wäre für einen klinischen Einsatz ausreichend, jedoch kann an dieser Stelle für den Einsatz solcher Verbindungen noch keine Empfehlung erfolgen.