

**KRAFTWIRKUNG
PSEUDOELASTISCHER NIVELLIERUNGSDRÄHTE
IN ABHÄNGIGKEIT VOM
INTERBRACKETABSTAND**

Mahdi Elahi

Hamburg 1999

Universität Hamburg
Universitätskrankenhaus Eppendorf
Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
Abteilung für Kieferorthopädie
Direktorin Frau Prof. Dr. B. Kahl-Nieke

Eine Untersuchung zur
KRAFTWIRKUNG
PSEUDOELASTISCHER NIVELLIERUNGSDRÄHTE
IN ABHÄNGIGKEIT VOM INTERBRACKETABSTAND

DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg
vorgelegt von

Mahdi Elahi
aus Arak / Iran

Hamburg 1999

Angenommen von dem Fachbereich

Medizin der Universität Hamburg am: 23. November 1999

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Medizin der Universität Hamburg

Dekan: Prof. Dr. H. - P. Leichtweiß

Referent: Prof. Dr. D. Segner

Korreferent: Prof. Dr. B. Kahl-Nieke

Inhaltsverzeichnis

I. EINLEITUNG	4
I.1 Ziel der Untersuchung	9
I.2 Literaturübersicht	10
II. MATERIAL UND METHODE	13
II.1 Materialien	13
II.1.1 Drähte	13
II.1.2 Brackets	13
II.2 Methode	14
II.2.1 Die Interbracketabstände	14
II.2.2 Versuchsaufbau	15
II.2.3 Definition des Plateaus	17
III. ERGEBNISSE	19
III.1 Für die Oberkiefersituation	19
III.1.1 U1 XWD - Bracket	19
III.1.2 U1 WD - Bracket	21
III.1.3 L1-2 Med- Bracket	22
III.2 Für die Unterkiefersituation	23
III.2.1 U1 WD - Bracket	23
III.2.2 L1-2 Med - Bracket	25
III.2.3 L1-2 Nar - Bracket	26
III.3 Vergleich der Ergebnisse verschiedener Drähte	29
III.3.1 Sentalloy light 0,014	29
III.3.2 Nitinol SE 0,014	32
III.3.3 Einfluß des Interbracketabstandes auf die Kraftentfaltung bei 1 mm Aktivierung	34
III.4 Vergleich verschiedener Drähte bei gleichen Interbracketabständen	35
III.4.1 Interbracketabstand = 2,05 mm (Bracket: U1 WD im UK)	35
III.4.2 Interbracketabstand = 2,55 mm (Bracket: L1-2 Med im UK)	36
III.4.3 Interbracketabstand = 3,20 mm (Bracket: L1-2 Nar im UK)	37
III.4.4 Interbracketabstand = 3,85 mm (Bracket: U1 XWD im OK)	38
III.4.5 Interbracketabstand = 4,65 mm (Bracket: U1 WD im OK)	39
III.4.6 Interbracketabstand = 5,15 mm (Bracket: L1-2 Med im OK)	40
IV. DISKUSSION	41
Konklusion	46
V. ZUSAMMENFASSUNG	47
Summary	47
VI. LITERATURVERZEICHNIS	48
VII. CURRICULUM VITAE	52
VIII. DANKSAGUNG	53
IX. ERKLÄRUNG	54

I. EINLEITUNG

Nickel-Titan-Drähte werden seit dem Anfang der 70er Jahre in der Kieferorthopädie eingesetzt. Seit ihrer weiteren Entwicklung in den 80er Jahren zum superelastischen Material, auch pseudoelastisch genannt, bietet sich die Möglichkeit, über eine Strecke, die ein Zahn bewegt werden soll, eine konstante physiologisch verträgliche Kraft auszuüben.

Die konventionellen Drähte (z. B. Stahl) unterliegen dem Hooke'schen Gesetz [19 und 21], wobei die vom ausgelenkten Draht ausgeübte Kraft zu der vierten Potenz des Drahtdurchmessers (bzw. zu der dritten Potenz der Höhe des Viereckquerschnittes) direkt und zu der dritten Potenz der Drahtlänge umgekehrt proportional ist (Tabelle I-1). Es bedeutet, daß eine Verdoppelung des Drahtdurchmessers eines runden Drahtes zur sechzehnfachen Kraftsteigerung ($2^4=16$) führt. Die Verringerung der Drahtlänge, also Verkleinerung des Interbracketabstandes um die Hälfte, hat die achtfache [$(\frac{1}{2})^3=1/8$] Kraftsteigerung zur Folge. Die konventionellen Drähte weisen im elastischen Bereich eine lineare Federkennlinie auf. Die Kraftabgabekurve beschreibt, im Vergleich zu der Kraftaufbaukurve, eine nahezu identische, je nach Versuchsaufbau parallele aber niedrigere Kraft. Diese Kraftdifferenz ist durch die Draht-Slot-Reibung bedingt.

Deflektionsformel für Rund- und Vierkantbogen

Runder Draht	$\delta = \frac{4 \times F \times l^3}{k \times \pi \times d^4} \rightarrow F = \frac{\delta \times k \times \pi \times d^4}{4 \times l^3}$
Vierkantiger Draht	$\delta = \frac{4 \times F \times l^3}{k \times b \times h^3} \rightarrow F = \frac{\delta \times k \times b \times h^3}{4 \times l^3}$

Tabelle I-1: Die Deflektionsformeln für die konventionellen Drähte mit rundem und vierkantigem Querschnitt. (δ : Deflektion, F : Die Kraft, die zur Auslenkung des Drahtes um den Betrag δ eingesetzt wird bzw. durch die Rücklenkung des ausgelenkten Drahtes freigesetzt wird. l : Länge des Drahtes, k : Materialkonstante, d : Drahtdurchmesser des Drahtquerschnittes, b : Breite des Drahtquerschnittes, h : Höhe des Drahtquerschnittes. Eine Verdoppelung von d bzw. h führt zur sechzehnfachen Kraftsteigerung ($2^3=8$). Die Verringerung der Drahtlänge l um die Hälfte hat die achtfache [$(\frac{1}{2})^3=1/8$] Kraftsteigerung zur Folge.

Im Abschnitt II sind die Dimensionen der Untersuchten Drähte (Tabelle II-1), sowie die untersuchten Interbracketabstände (Abschnitt II-2-1) beschrieben. Als Beispiel wurden die untersuchten Interbracketabstände und Drähte (Drahtdurchmesser 0,014 Inch = 0,35 mm, runder Draht) genommen und die entstandenen Kräfte in der Tabelle I-2 miteinander verglichen. Für diesen Vergleich wurden in der Deflektionsformel für die runden Drähte δ , k , π , und d konstant gehalten. Die relative theoretische Kraftgröße für die unterschiedlichen Interbracketabstände sind in der Tabelle I-2 dargestellt.

Runder Draht: $\delta = \frac{4 \times F \times l^3}{k \times \pi \times d^4} \rightarrow F = \frac{\delta \times k \times \pi \times d^4}{4 \times l^3}$		
Interbracketabstand (= l)	Relative Kraft (5,15 mm als 1 angenommen)	Relative Kraft (3,20 mm als 1 angenommen)
(OK) 5,15 mm	1	0,24
(OK) 4,65 mm	1,34	0,33
(OK) 3,85 mm	2,39	0,57
(UK) 3,20 mm	4,17	1
(UK) 2,55 mm	8,38	1,98
(UK) 2,05 mm	15,85	3,80

Tabelle I-2 Beispiele aus dieser Untersuchung für die Wirkung der Verkleinerung des Interbracketabstandes auf die Größe der entstandenen Kraft. Der Vergleich bezieht sich auf den ersten und den vierten Wert, der die Kraftgröße bei einem Interbracketabstand von 5,15 mm bzw. 3,20 mm darstellte. Die Verkleinerung des Interbracketabstandes um die Hälfte hat die achtfache Vergrößerung der Kraft (vorletzter Wert). Die Zahlen sind übersichtlichkeithalber bis auf zwei Stellen hinter dem Komma gerundet. Die ersten drei Interbracketabstände sind für den Oberkiefer (7,9 mm konstantem Abstand zwischen den Bracketmitten zweier benachbarten Brackets). Die Differenzen zwischen den ersten drei Brackets basieren auf den unterschiedlichen Bracketbreiten. Analog dazu haben die letzten drei Interbracketabstände des Unterkiefers den gleichen Abstand von 5,3 mm zwischen den Bracketmitten zweier benachbarten Brackets. Die Wirkung der Bracketbreite auf die Kraftgröße wird durch den Vergleich der ersten drei Werte oder der letzten drei Werte miteinander deutlich.

In der Tabelle I-2 entsprechen die ersten drei Interbracketabstände mit 7,9 mm konstantem Abstand zwischen den Bracketmitten zweier benachbarter Brackets den Situationen im Oberkiefer. Die Differenzen zwischen den ersten drei Brackets basieren auf unterschiedlichen Bracketbreiten. Analog dazu haben die letzten drei Interbracketabstände des Unterkiefers den gleichen Abstand von 5,3 mm zwischen

den Bracketmitten zweier benachbarten Brackets. Die Wirkung der Bracketbreite auf die Kraftgröße wird durch den Vergleich der ersten drei Werte oder der letzten drei Werte miteinander ersichtlich. Im Unterkiefer zum Beispiel ist die Kraft bei der 3,25 mm Bracketbreite (Interbracketabstand = 2,05mm) 3,8 mal größer als die Kraft bei 2,10 mm breiten Bracket (Interbracketabstand = 3,20 mm).

Bei den pseudoelastischen Drähten ist die Federkennlinie eine Kurve, wobei die Kraftabgabekurve der Kraftaufbaukurve nicht entspricht. Die Kraftabgabekurven der pseudoelastischen Drähte zeigten in einem bestimmten Auslenkungsintervall annähernd ein Plateau, das eine annähernd konstante, niedrigere und zugleich - im Idealfall - physiologisch wirksame Kraftabgabe beschreibt. Deshalb sind sie in der Nivellierungsphase der KFO-Behandlung einsetzbar [10]. Die Kraftaufbaukurven zeigten einen anfänglichen, steil verlaufenden Abschnitt, das in ein flach verlaufendes Teil übergeht.

Pseudoelastische Drähte bestehen aus Nickel-Titan-Legierungen, die sich durch niedrige Kraftabgabe, Formgedächtnis und Pseudoelastizität auszeichnen. Das Formgedächtnis (Memoryeffekt) basiert auf der thermoelastischen Umwandlung einer im Martensit-Zustand (Phase der Niedrigtemperatur) verformten Legierung. In der Hochtemperaturphase befindet sich die Legierung im Austenit-Zustand. Durch Abkühlung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur des Austenitzustandes. Somit entsteht die Martensitphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die eine makroskopische Formveränderung zur Folge hat. Durch die Wärmeeinwirkung wandelt sich das Martensit wieder in ein Austenitkristall um. Die Legierung erinnert sich an ihre makroskopische und mikroskopische Ursprungsform und nimmt sie wieder ein (Formgedächtnis- oder Memory-Effekt). Bei dem so genannten Einwegeffekt ändert sich die Form nicht durch weitere Abkühlung (Abb. I-1). Wird die Legierung in der Martensitphase stark verformt, bleibt ein Teil der Verformung irreversibel. Durch Erhitzen wird die Legierung an die Form in der Hochtemperaturphase erinnert. Dieses Memoryeffekt wird als Zweiwegeffekt bezeichnet [5] und ist in der Abbildung I-2 schematisch dargestellt.

Die Pseudoelastizität wird dadurch beschrieben, daß die mechanische Verformung eines Materials bei einer bestimmten Temperatur reversibel wird, wobei die notwendige Kraft für die Verformung fast konstant bleibt. Die Grundlage für dieses Verhalten beruht darauf, daß eine Legierung, die bei einer bestimmten Temperatur - in Abhängigkeit von der Legierungszusammensetzung [5] - im Austenitzustand vorliegt, durch mechanische Einwirkung in den Martensitzustand umgewandelt wird (spannungsinduzierte martensitische Transformation). Die austenitische Struktur wird durch das Erhitzen oder Entspannen wieder erreicht (Abb. I-3). Diese Umwandlungstemperatur liegt bei den pseudoelastischen Materialien in der Kieferorthopädie unterhalb der Körpertemperatur (37° C) [14].

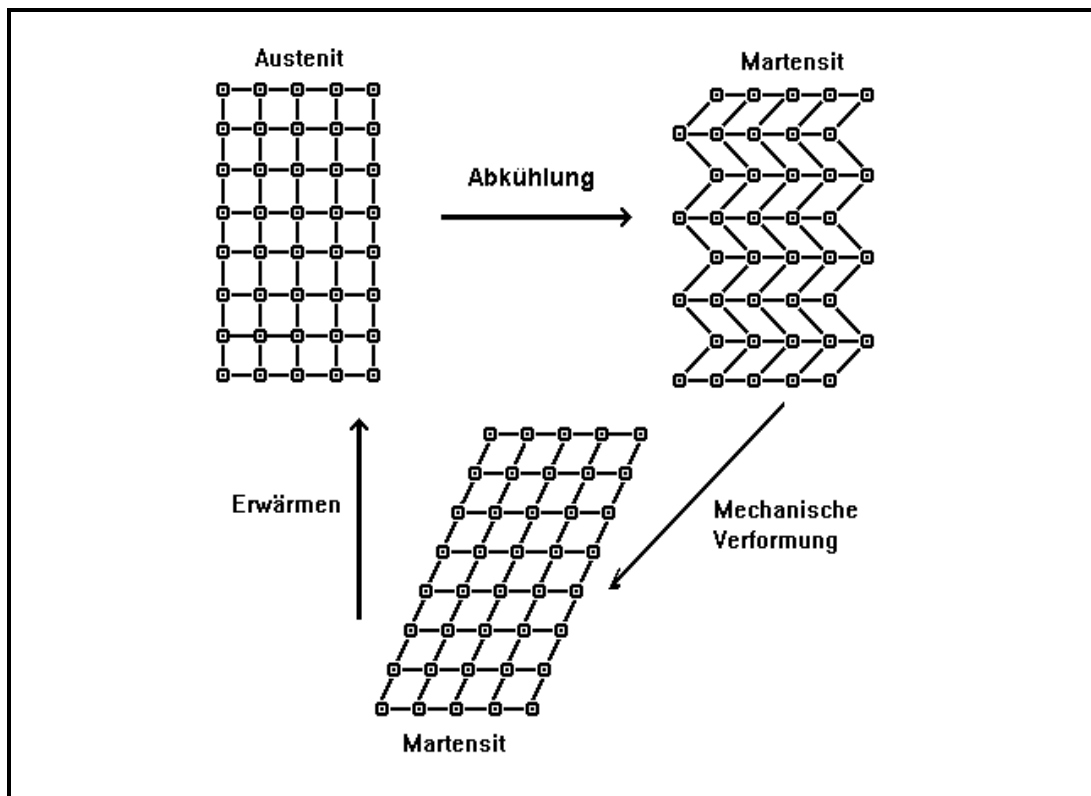


Abbildung I-1: Schematische Darstellung der thermoelastischen martensitischen Transformation des Einwegeffektes. Durch Abkühlung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur des Austenitzustandes. Somit entsteht die Martensitphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die eine makroskopische Formveränderung zur Folge hat. Durch die Wärmeeinwirkung wandelt sich das Martensit in Austenit um. Das Objekt erinnert sich an seine Ursprungsform und nimmt sie wieder ein (Formgedächtnis- oder Memory-Effekt). Die Form ändert sich nicht durch weitere Abkühlung (Einwegeffekt).

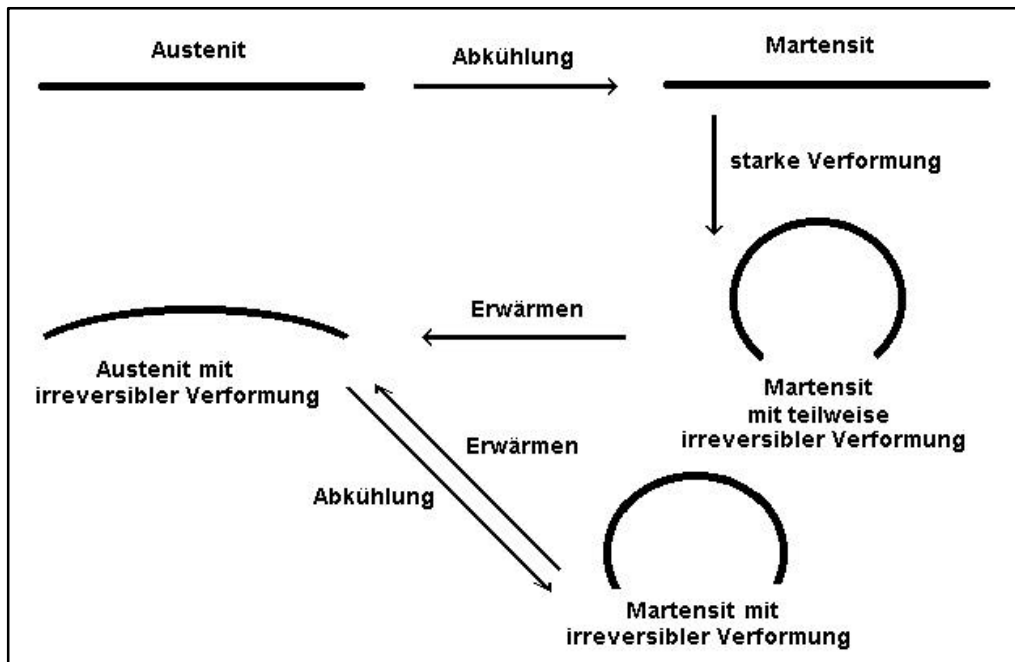


Abbildung I-2: Schematische Darstellung der thermoelastischen martensitischen Transformation des Zweivegeeffektes. Durch Abkühlung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur des Austenitzustandes in der Martensitphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die zum Teil irreversibel ist und eine makroskopische Formveränderung mit Versetzung der Struktur zur Folge hat. Durch die Wärmeeinwirkung wandelt sich das Martensit in ein Austenitkristall um, wobei durch die Versetzungsstruktur ein Teil der Verformung erhalten bleibt. Wird das Objekt wieder abgekühlt, nimmt es die durch die mechanische Einwirkung veränderte Form wieder ein. Das wird als Zweivegeeffekt bezeichnet. Zeichnung nach [5].

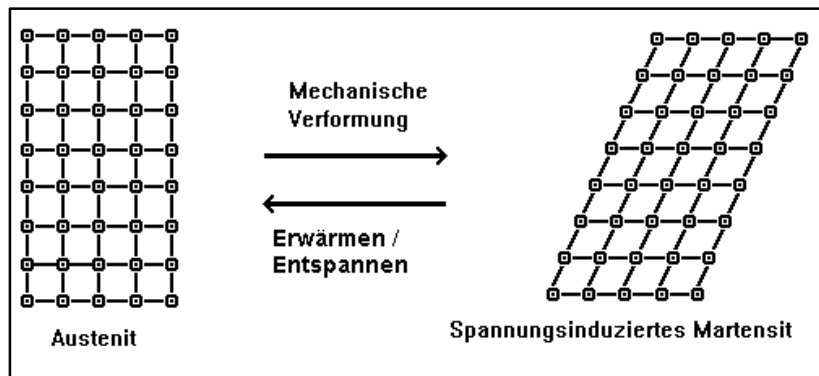


Abbildung I-3: Schematische Darstellung der spannungsinduzierten martensitischen Umwandlung. Durch eine mechanische Spannung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur und Entstehung des Martensitzustandes in der Hochtemperaturphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die eine makroskopische Formveränderung zur Folge hat. Durch Wärmeeinwirkung oder Entspannung wandelt sich das Martensit in Austenit um.

I.1 Ziel der Untersuchung

In dieser Arbeit sollte die Frage geklärt werden, in wie weit die Kraftabgabe pseudoelastischer Drähte in Abhängigkeit von der Auslenkung während kieferorthopädischer Behandlungen konstant bleibt.

Insbesondere sollte der Einfluß unterschiedlicher Bracketbreiten bei verschiedener Interbracketabstände an zwei unterschiedlichen Drahtmaterialien untersucht werden.

I.2 Literaturübersicht

Zahlreiche Untersuchungen hatten in den letzten 30 Jahren das Ziel, Nickel-Titan-Legierungen hinsichtlich ihrer Möglichkeiten und Grenzen von Formgedächtnis und Pseudoelastizität sowohl in der Technik als auch in der Kieferorthopädie zu erforschen.

ANDREASEN und MORROW haben Nitinol-Bögen in ihren klinischen Anwendungen untersucht und entdeckten sie als eine wertvolle Bereicherung des kieferorthopädischen Instrumentariums [1].

BACHMANN hat Torque-Eigenschaften von Stahl und Nitinol-Drähten untersucht und ist zu dem Ergebnis gekommen, daß Stahl fünfmal steifer ist als Nitinol. Weiterhin stellte er fest, daß im Vergleich zu Stahl Nitinol eine doppelt so größere Elastizitätsbereite hatte [2].

BURSTONE et al. haben in einer Vergleichstudie festgestellt, daß pseudoelastische Bögen 1.6 mal elastischer als Nitinol und 4.4 mal elastischer als Stahl sind [3].

MIURA und Mitarbeiter beschrieben in einer Reihe von Untersuchungen die physikalischen Eigenschaften von pseudoelastischen Drähten [4], die klinische Anwendung von Zug- und Druckfedern aus superelastischem Material [6] und ihre Formgebung durch elektrische Wärmebehandlung [7].

BANTLEON et al. haben Nickel-Titanium-Drähte mit verseilten Stahldrähte im in-vitro-Versuch verglichen und festgestellt, daß die Kraft-Weg-Kennlinie eine konstante Kraftabgabe in der Kurvenmitte darstellt und unabhängig vom Aktivierungsgrad dieselbe Kraft abgibt. Bantleon et al. schrieben: „Je größer die Aktivierung zwischen den Brackets war, desto länger stellte sich der Bereich der konstanten Kraftabgabe - die Pseudoelastizität - im Diagramm dar. Daher eignen sich die Drähte für große Niveauunterschiede oder Deflektion“. Die Kennlinie verlief dagegen bei kleineren Deflektionen fast linear [8].

NEWESELY hob die Möglichkeit einer langen Bewegungsstrecke durch einmalige Adjustierung von Nickel-Titan (NiTi)-Drähten hervor [9].

GROß hat wie BANTLEON et al. festgestellt, daß die konstante Kraftabgabe in der Kurvenmitte unabhängig vom Aktivierungsgrad ist (1, 2, 3 und 4 mm). Er hat Stahl, Nitinol und pseudoelastische Drähte (Sentalloy) miteinander verglichen und kam unter anderem zu dem Ergebnis, daß pseudoelastische Drähte ihren Vorteil gegenüber Nitinol in dem Bereich zwischen 0,5 mm und 1 mm durch konstante Kraftabgabe geltend machen. Hingegen zeigte Sentalloy unterhalb von 0,5 mm Niveauunterschied eine lineare Kraftabgabekurve gleich der von Nitinol und Stahl [10].

MIURA et al. beschrieben die Ausnutzung von Superelastizität und Formgedächtnis von pseudoelastischen NiTi-Kantbögen für die Ausformung von Zahnbögen bei orthognath-chirurgisch behandelten Patienten durch Wärmebehandlung, Set-up und indirekte Beklebung [11].

SANDER hat in seinen Untersuchungen die positiven Eigenschaften (Formgedächtnis, Pseudoelastizität, niedriges Elastizitätsmodul) und negativen Eigenschaften (schwere Biegsbarkeit, keine Löt- und Schweißbarkeit) der pseudoelastischen Drähte beschrieben und Vorschläge zu ihrem besseren Einsatz gemacht [12 und 13]. Er hat, wie auch MIURA [7], die Wärmebehandlung von pseudoelastischen Drähten durch elektrischen Strom evaluiert und zur Durchführung dauerhafter Biegungen in einem pseudoelastischen Bogen das „MEMORY MAKER“ - Gerät entwickelt [13].

DRESCHER hat mit Hilfe von „Differential Scanning Calorimetry“ unter anderem nachgewiesen, daß die meisten von ihm untersuchten 10 NiTi-Drähte eine Umwandlungstemperatur unterhalb der Körpertemperatur hatten. Darunter waren auch der in dieser Arbeit verwendete Nitinol SE (-20° C), sowie Sentalloy Medium (+15° C), der mit dem in dieser Arbeit verwendeten Sentalloy light verwandt ist. Damit war eine Voraussetzung für die spannungsinduzierte martensitische Transformation der kieferorthopädischen Drähten durch die Aktivierung beim Einlegieren erfüllt. Er fand heraus, daß die Kaltverformung den Transformationsprozeß behindern oder sogar unterbinden kann, mit der Folge, daß Pseudoelastizität nachläßt oder verschwindet. Er erklärte damit die unterschiedlichen pseudoelastischen Eigenschaften von Sentalloy und Nitinol SE, wobei Sentalloy viel bessere Pseudoelastizität aufwies [14].

Nach GROß wurde der pseudoelastische Kraftbereich bei Zugfedern im Bereich von 7-0,5 mm und bei Druckfedern im Bereich von 7-2 mm voll ausgenutzt [15].

DRESCHER et al. haben 1992 die NiTi-Aufrichtefeder für Molaren, eine Kombination aus NiTi und Stahldrähten, vorgestellt und fanden heraus, daß während des gesamten Aufrichtungsvorganges das Moment stabil blieb [16].

SCHUMACHER et al. haben das Deaktivierungsverhalten und die Effektivität verschiedener Nivellierungsbögen, darunter solche aus pseudoelastischem Material (Twistflex, Force 9, Nitinol und Sentalloy), miteinander verglichen und kamen zu dem Ergebnis, daß in der Nivellierungsphase keinem Bogentyp eine spezielle Präferenz zukommt [17].

SEGNER und IBE [18] haben 16 Nickel-Titan-Drähte auf ihre Pseudoelastizität untersucht und konnten die Aussage von SCHUMACHER et al. [17] für den Fall bestätigen, daß die Aktivierung so klein war, daß die Pseudoelastizität nicht in Erscheinung trat.

II. MATERIAL UND METHODE

II.1 Materialien

Es wurden folgende Materialien untersucht:

II.1.1 Drähte

Folgende Drähte, die laut Hersteller pseudoelastische Eigenschaften aufweisen, wurden auf ihre Pseudoelastizität hin untersucht (Tabelle II-1).

	Produktname	Dimension	Hersteller
•	Sentalloy light	0,014 Inch Ø	GAC, Central Islip, NY, USA
•	Nitinol SE	0,014 Inch Ø	3M-Unitek, Monrovia, CA, USA

Tabelle II-1: Liste der untersuchten Drähte

Von jedem Draht wurden fünf Stücke untersucht. Die Drähte waren den Zahnbögen entsprechend vorgeformt. Es wurden die relativ geraden Seitenzahnabschnitte der Bögen für die Untersuchung genommen.

II.1.2 Brackets

Es wurden vier verschieden breite Standard-Edgewise-Frontzahnbrackets der Firma GAC¹ (Micro-Loc Bracket) mit 0,018 Inch-Slot untersucht. Sie wurden für Oberkiefer- und Unterkiefer- Verhältnisse laut folgender Auflistung verwendet (Tabelle II-2).

Oberkiefer (OK):			
•	Twin extra wide	U1 XWD	4,05 mm breit
•	Twin wide	U1 WD	3,25 mm breit
•	Twin medium	L1-2 Med	2,75 mm breit
Unterkiefer (UK):			
•	Twin wide	U1 WD	3,25 mm breit
•	Twin medium	L1-2 Med	2,75 mm breit
•	Twin narrow	L1-2 Nar	2,10 mm breit

Tabelle II-2: Die untersuchten Brackets: GAC, Micro-Loc 0,018 Inch-Slot.

¹ Firma GAC, Central Islip, NY, USA

Die Bracketbreiten wurden mit Hilfe einer elektronischen Schublehre gemessen.

II.2 Methode

Die in vitro Untersuchungen wurden entsprechend der Verhältnisse an den OK- und UK- Frontzähnen durchgeführt. Die Bewegung eines mittleren Schneidezahnes, jeweils im OK bzw. UK, sollte durch einen Drei-Bracket-Versuch rekonstruiert werden (Abb. II-1). Dieses Verfahren wurde von GROß [10], ØDEGAARD et al. [19], sowie SEGNER und IBE [18] beschrieben. Dabei wird das mittlere Bracket senkrecht zum Schlitz (d.h. bezogen auf die Mundsituation vertikal) bewegt und gleichzeitig die Kraft gemessen.

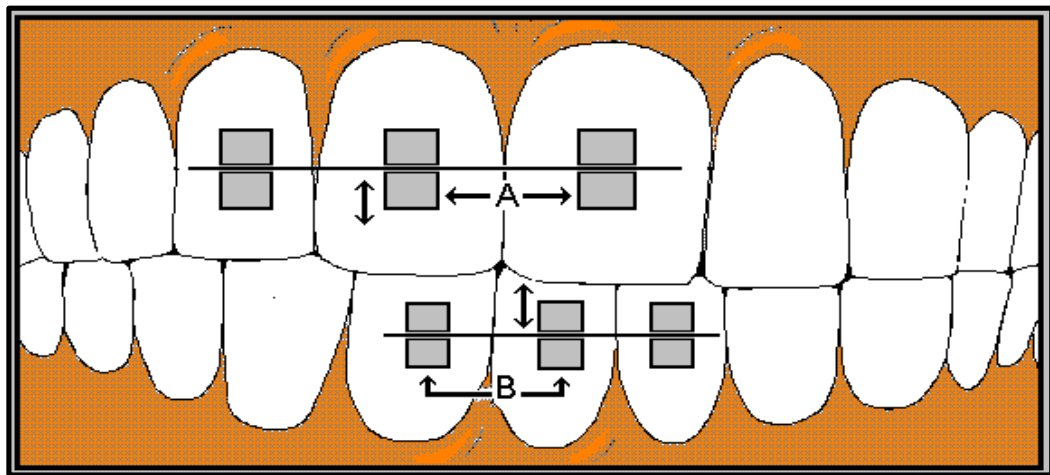


Abbildung II-1: Schematische Darstellung der im Versuch rekonstruierten Verhältnisse.

A: Interbracketabstand, B: Abstand von Zahnmitte zu Zahnmitte bzw. Bracketmitte zu Bracketmitte.

II.2.1 Die Interbracketabstände

Der Interbracketabstand wurde mit Hilfe von Zahnbreiten und Bracketbreiten wie unten beschrieben bestimmt. Die durchschnittlichen Zahnbreiten von Frontzähnen wurden von BORBELY [20] untersucht und betrugen:

- 11 und 21 = 8,4 mm
- 12 und 22 = 6,4 mm
- 31 und 41 = 5,2 mm
- 32 und 42 = 5,6 mm

Daraus ergab sich der mittlere Abstand von Bracketmitte zu Bracketmitte für den Versuch aus $\frac{1}{2}(\frac{1}{2}1er + \frac{1}{2}2er + 1er)$, also im OK: $\frac{1}{2}[\frac{1}{2}(8,4 + 6,4) + 8,4]$ mm = **7,9 mm**, im UK: $\frac{1}{2}[\frac{1}{2}(5,2 + 5,6) + 5,2]$ mm = **5,3 mm**. Diese Abstände wurden symmetrisch für den Versuch gleich groß angenommen (Abstand B in Abbildung II-1).

Die Interbracketabstände wurden für obengenannte Brackets und Abstände wie folgend berechnet:

OK ;,

- **U1 XWD:** 7,9 mm - 2 ($\frac{1}{2}$ 4,05 mm) = **3,85 mm**
- **U1 WD:** 7,9 mm - 2 ($\frac{1}{2}$ 3,25 mm) = **4,65 mm**
- **L1-2 Med:** 7,9 mm - 2 ($\frac{1}{2}$ 2,75 mm) = **5,15 mm**

UK :

- **U1 WD:** 5,3 mm - 2 ($\frac{1}{2}$ 3,25 mm) = **2,05 mm**
- **L1-2 Med:** 5,3 mm - 2 ($\frac{1}{2}$ 2,75 mm) = **2,55 mm**
- **L1-2 Nar:** 5,3 mm - 2 ($\frac{1}{2}$ 2,10 mm) = **3,20 mm**

II.2.2 Versuchsaufbau

Für jeden Versuch wurden drei Brackets des gleichen Typs verwendet. Die zwei äußeren, unbeweglichen Brackets wurden an ein Stück Acrylplatte mit lichthärtendem Kunststoff geklebt, das wiederum mit zwei Schrauben am Arbeitstisch befestigt war. Das mittlere Bracket war an einen beweglichen Acrylstab geklebt. Dieser Acrylstab war über einen elektronischen Kraftmesser Typ Load-Cell MB-10¹ mit einem elektronisch-gesteuerten Schrittmotor² mit Lineartrieb verbunden. Ein Computer mit A/D-Wandler wurde an den Schrittmotor und der Kraftmeßzelle angeschlossen. Er steuerte den Schrittmotor und zeichnete die von der Kraftmeßzelle registrierten Werte auf (Abb. II-2) (SEGNER und IBE [18]).

Die Drähte wurden vom Schrittmotor jeweils um zwei Millimeter innerhalb einer Minute ausgelenkt und wieder zurückgefahren. Der Schrittmotor fährt jeden

¹ Interface Inc., Scottsdale, Arizona, USA

² Isel Automation, Eiterfeld, BRD

Millimeter in achtzig Schritten. Jeder Schritt betrug daher $(1 \text{ mm} : 80 =) 0,0125 \text{ mm}$. Durch Zählung der Impulse ergab sich die Auslenkung des mittleren Testbrackets.

Die Versuche wurden bei einer thermostatisch geregelten Raumtemperatur zwischen 35° und 37° Celsius durchgeführt. Es wurden die relativ geraden Molarenabschnitte der vorgeformten Bögen für die Untersuchung genommen.

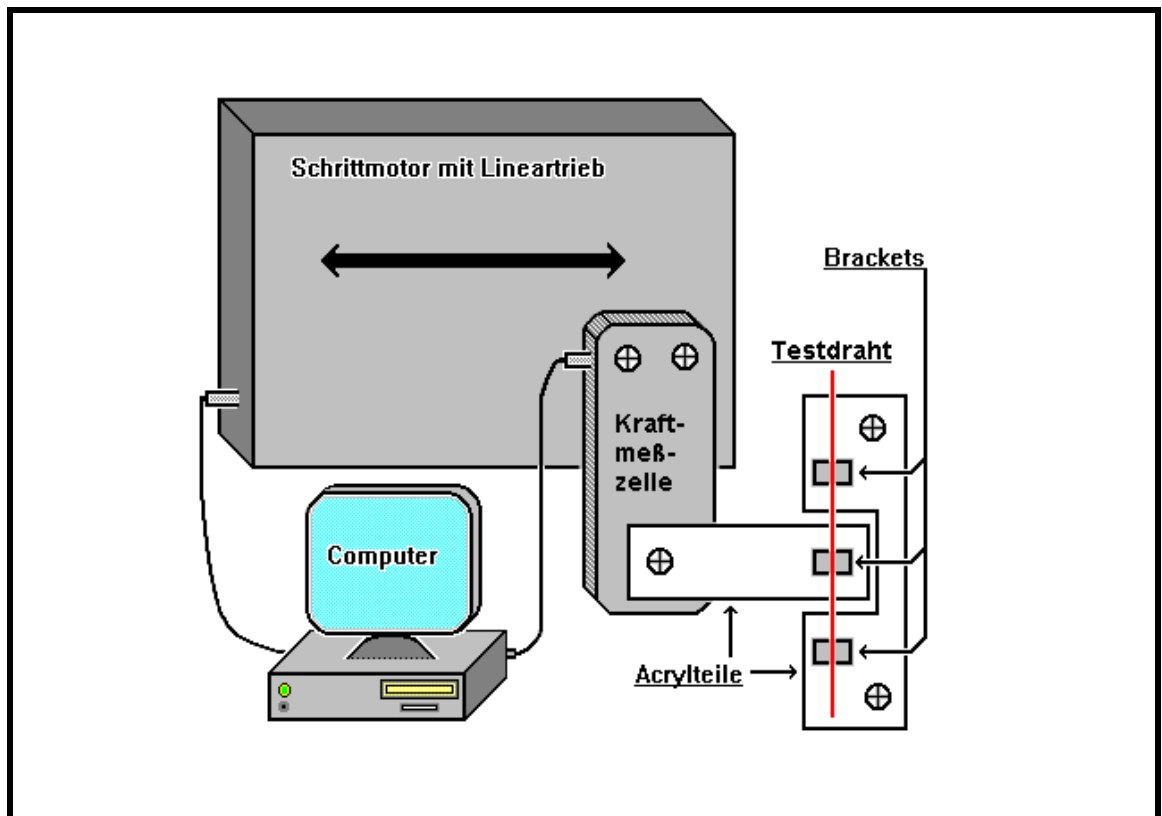


Abbildung II-2: Schematische Darstellung des Versuchsapparates. Der Schrittmotor bewegt über den am Kraftmesser befestigten Acrylstab das mittlere Bracket hin und zurück. Der Computer registriert die Bewegungen des Schrittmotors und die von der Kraftmeßzelle abgelesene Kraft.

Bei der Herstellung eines Drahttyps können möglicherweise nicht alle Drähte exakt die gleiche Legierungszusammensetzung und Herstellungsbedingungen haben. Daher kann es leichte Materialdifferenzen zwischen den Drähten, die aus einem Schachtel genommen werden geben. Diese Materialdifferenzen können Unterschiede in den physikalischen Eigenschaften verursachen. Um diesem Problem meßtechnisch entgegen zu wirken, wurden von demselben Drahttyp jeweils fünf Stücke untersucht. Jedes Drahtstück wurde viermal mit demselben Brackettyp und bei gleichem

Interbracketabstand getestet ($4 \times 5 = 20$). Demzufolge wurde jede Kombination von Brackettyp, Drahttyp und Interbracketabstand zwanzigmal wiederholt. Daraus resultierten zwanzig Diagramme, die in einem Mittelwertdiagramm zusammengefaßt wurden, jeweils mit einer Kraftaufbaukurve und einer Kraftabbaukurve. Die Auslenkung des Drahtes und die entsprechende Kraftentwicklung wurden von dem Computer erfaßt und graphisch dargestellt. Die zwanzig Diagramme für jede Kombination von Brackettyp, Drahttyp und Interbracketabstand wurden mit Hilfe eines speziellen Computerprogrammes¹ in einem Durchschnittsdiagramm zusammengefaßt. Dabei wurden die Kurven auf den selben Startpunkt geschoben und es wurde für jeden X-Wert der Mittelwert der 20 Y-Werte berechnet.

Da zwei Drahttypen mit sechs Interbracketabständen getestet wurden, resultierten zwölf Mittelwertdiagramme, die in den folgenden Abschnitten dargestellt, verglichen und diskutiert werden. Der Testvorgang wurde insgesamt 960 mal durchgeführt [(2 Drähte) $\times$ (5 Stücke) $\times$ (4 Wiederholungen) $\times$ (6 Interbracketabstände) $\times$ (4 Brackettypen) = 960].

II.2.3 Definition des Plateaus

Um eine einheitliche Definition für die Beschreibung der Plateaus der Kurven anwenden zu können, wurde folgende Methode ausgewählt:

Bei jedem Versuch wurde der Draht in 160 Schritten (80 mal pro Millimeter) aus- und in weiteren 160 Schritten zurückgelenkt. Der Punkt, an dem die Kraftdifferenz zwischen zwei Schritten kleiner als 0,01 Newton (~ 1 Pond) war, wurde als der Anfang und das Ende des Plateaus festgelegt. Die Steigung des Plateaus betrug hier in diesem Punkt ($0,01 \text{ N} / 0,0125 \text{ mm} =$) $0,8 \text{ N} / \text{mm}$ (Diagramm II-2).

¹ Programmiert von Prof. Dr. D. Segner, Abteilung für Kieferorthopädie, UKE, Hamburg.

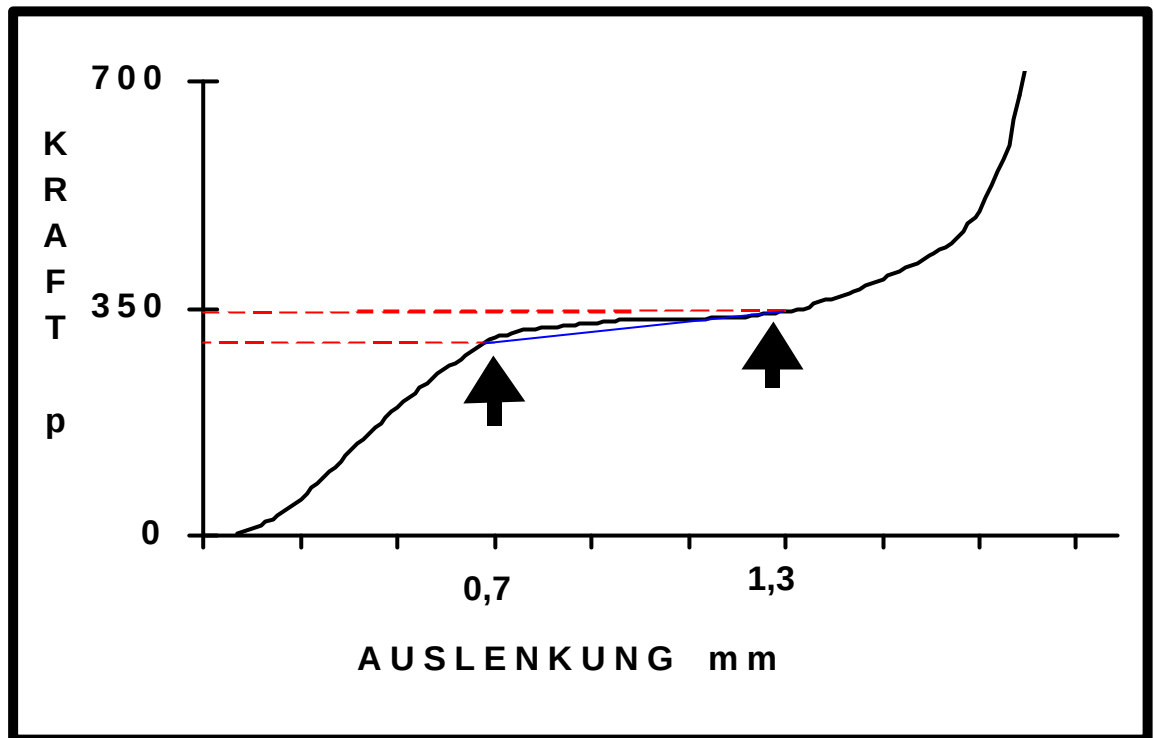


Diagramm II-1: Der Beginn (1,3 mm) und das Ende (0,7 mm) des Plateaus einer Kraftabbaukurve sind nach der oben beschriebenen Definition mit den Pfeilen markiert. In diesem Bereich hat die Kurve eine durchschnittliche Steigung von 0,8 N/mm (blaue Linie).

III. ERGEBNISSE

Die Ergebnisse der Versuche werden in diesem Abschnitt graphisch dargestellt und beschrieben. Die Krafteinheit ist in den Diagrammen in Pond (p) angegeben, die im Text und in den Tabellen nach der Formel: $1p = 0,00981N$ in Newton (N) umgerechnet wurde. Die Einheit für die Deflektion ist Millimeter (mm).

Jedes Diagramm beschreibt den vom Computer berechneten Mittelwert von zwanzig Meßreihen gleicher Kombination von Brackettyp, Drahttyp und Interbracketabstand. Diese Mittelwertgraphiken sind:

III.1 Für die Oberkiefersituation

Der Abstand von Bracketmitte zu Bracketmitte für die Oberkieferfrontzähne betrug 7,9 mm, daraus resultierten in Abhängigkeit von den Bracketbreiten folgende Interbracketabstände:

III.1.1 U1 XWD - Bracket

Für das Bracket „U1 XWD“ wurde der Interbracketabstand **3,85 mm** berechnet. Es ergab sich eine pseudoelastische Kraftauf- und Abbaukurve (Diagramm III-1).

Sentalloy light 0,014

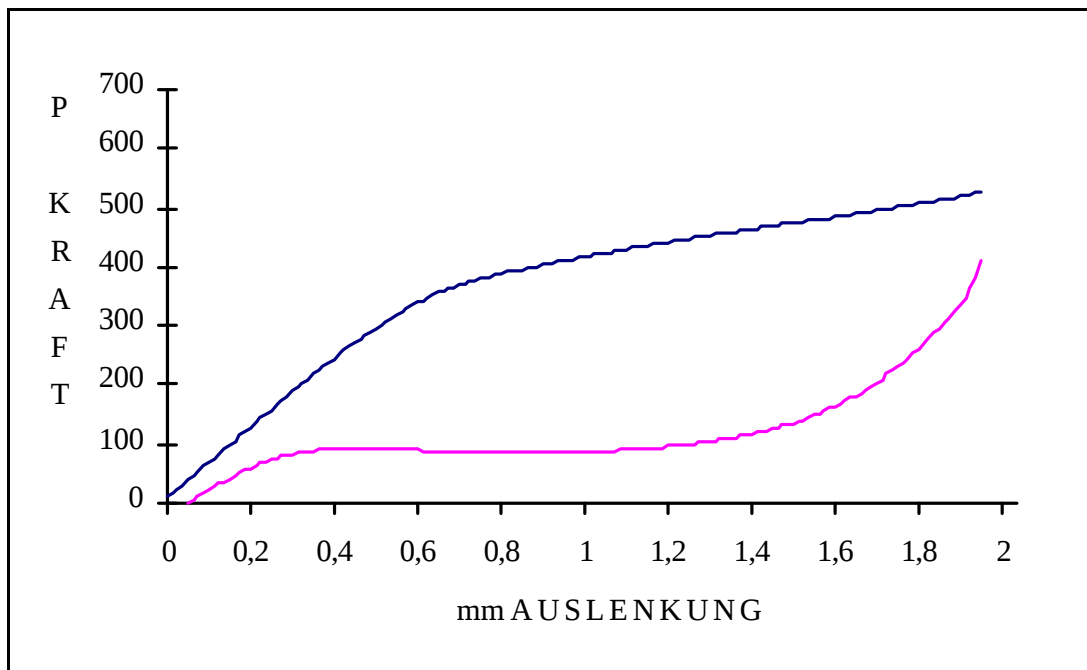


Diagramm III-1: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Sentalloy light 0,014 bei 3,85 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 bei dem 3,85 mm Interbracketabstand ein deutliches Plateau, das ein Kraftniveau von 0,931 N (95p) beschreibt und 0,9 mm lang ist.

Nitinol SE 0,014

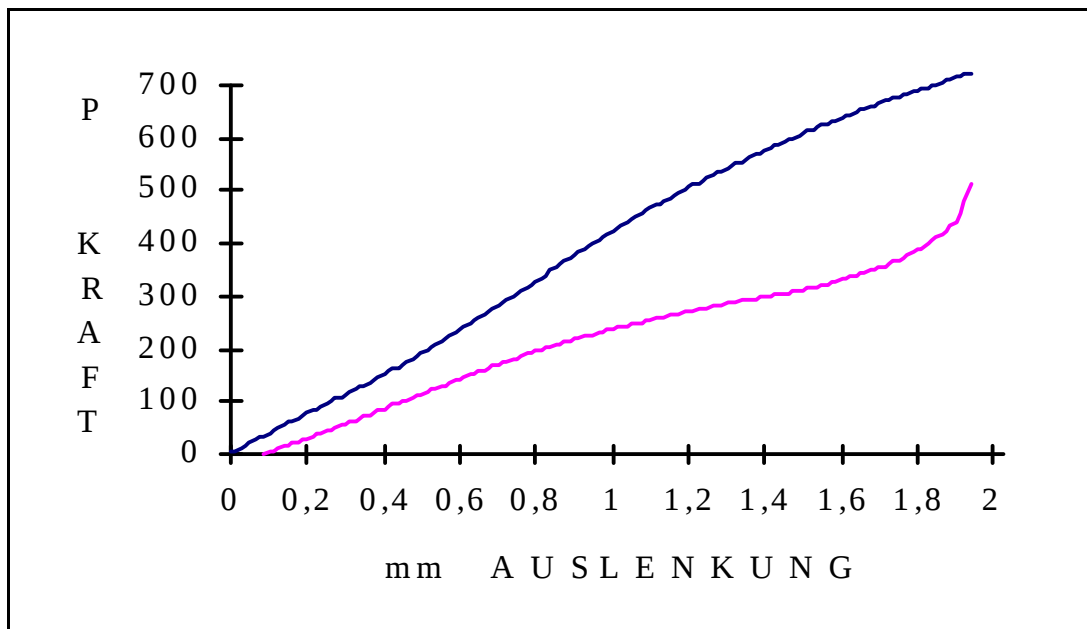


Diagramm III-2: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Nitinol SE 0,016 bei 3,85 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014 bei dem 3,85 mm Interbracketabstand kein deutliches Plateau.

III.1.2 U1 WD - Bracket

Für das Bracket „U1 XW“ wurde der Interbracketabstand **4,65 mm** berechnet.

Sentalloy light 0,014

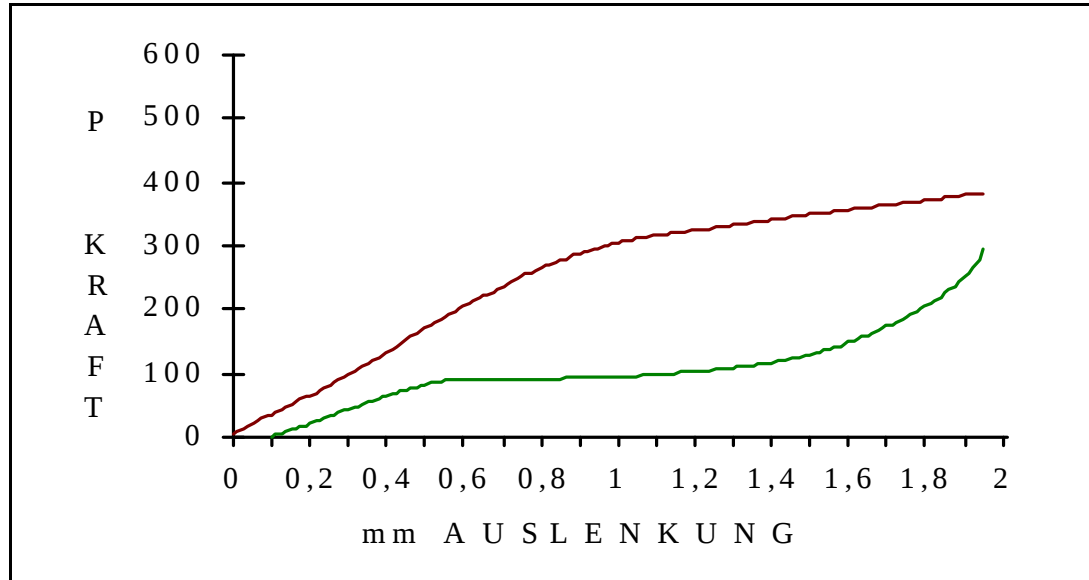


Diagramm III-3: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Sentalloy light 0,014 bei 4,65 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 bei dem 4,65 mm Interbracketabstand ein deutliches Plateau, das ein Kraftniveau von 1 N (102 p) beschreibt und 0,8 mm lang ist.

Nitinol SE 0,014

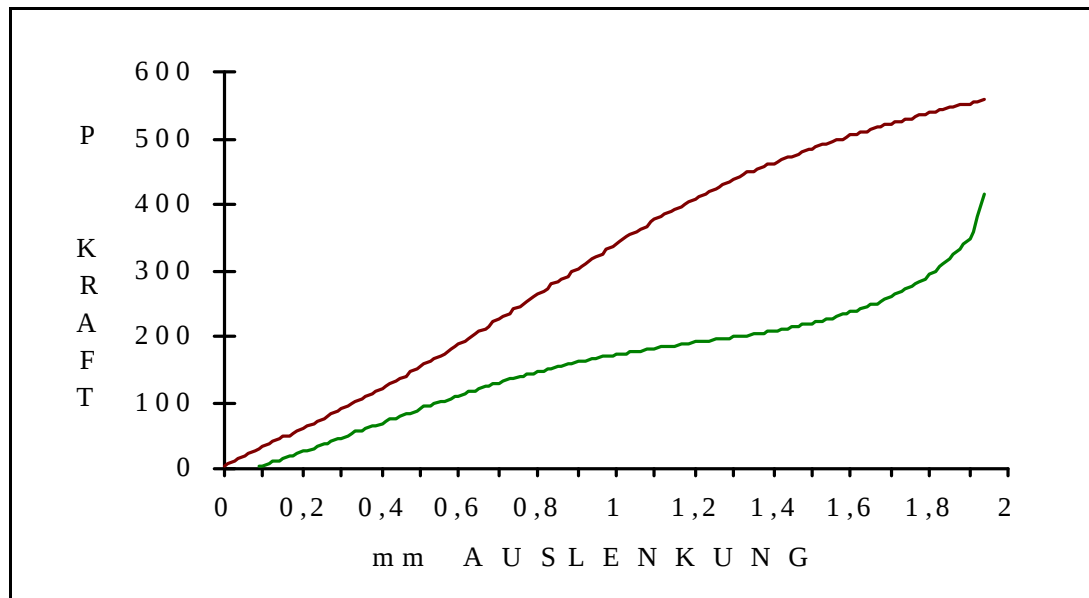


Diagramm III-4: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Nitinol SE 0,014 bei 4,65 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014 bei dem 4,65 mm Interbracketabstand ein Plateau, das ein Kraftniveau von 2 N (204 p) beschreibt und nur 0,2 mm lang ist.

III.1.3 L1-2 Med- Bracket

Für das Bracket „L1-2 Med“ wurde der Interbracketabstand **5,15 mm** berechnet.

Sentalloy light 0,014

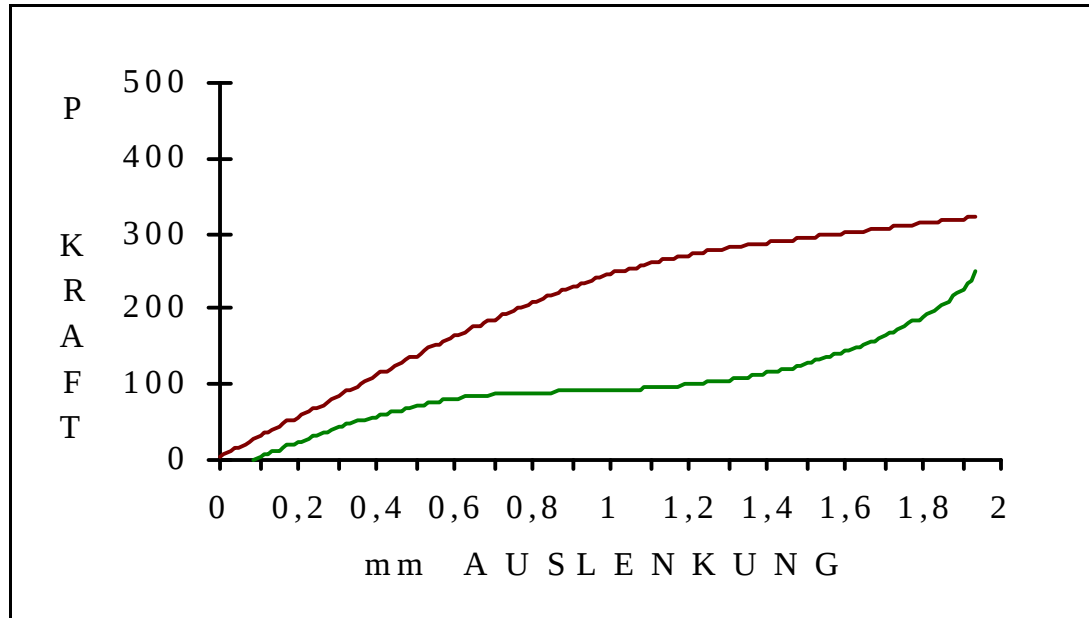


Diagramm III-5: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Sentalloy light 0,014 bei 5,15 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 bei dem 5,15 mm Interbracketabstand ein deutliches Plateau, das ein Kraftniveau von 0,9 N (92 p) beschreibt und 0,7 mm lang ist.

Nitinol SE 0,014

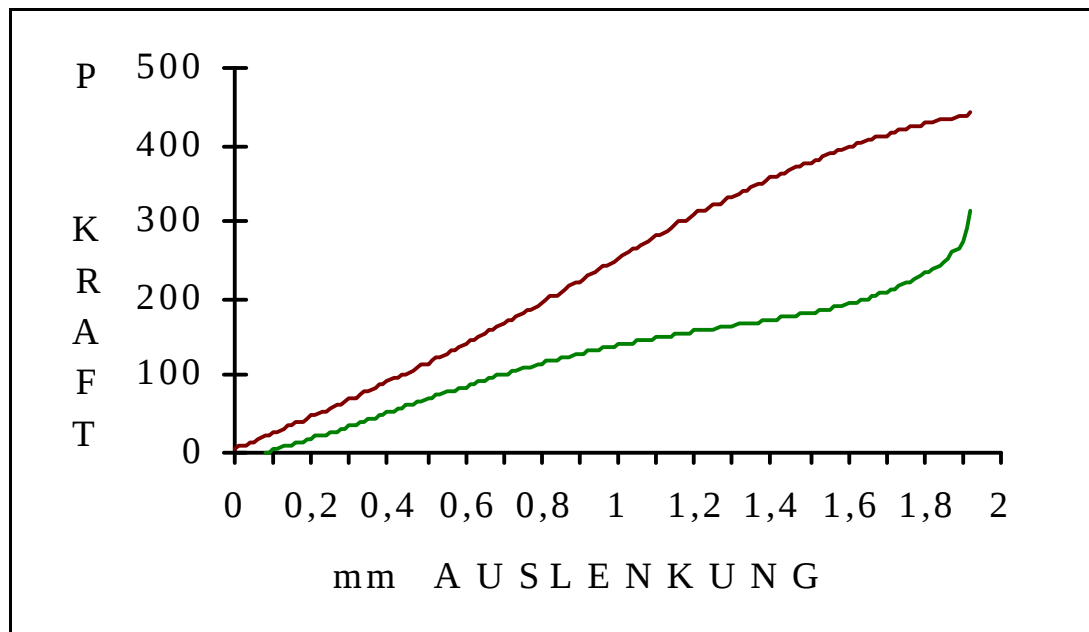


Diagramm III-6: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Nitinol SE 0,014 bei 5,15 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014 bei dem 5,15 mm Interbracketabstand ein Plateau, das ein Kraftniveau von 1,5 N (153 p) beschreibt und 0,3 mm lang ist.

III.2 Für die Unterkiefersituation

Der Abstand von Bracketmitte zu Bracketmitte für die Unterkieferfrontzähne betrug 5,3 mm, daraus resultierten in Abhängigkeit von den Bracketbreiten folgende Interbracketabstände.

III.2.1 U1 WD - Bracket

Für das Bracket „U1 WD“ wurde der Interbracketabstand **2,05 mm** berechnet.

Sentalloy light 0,014

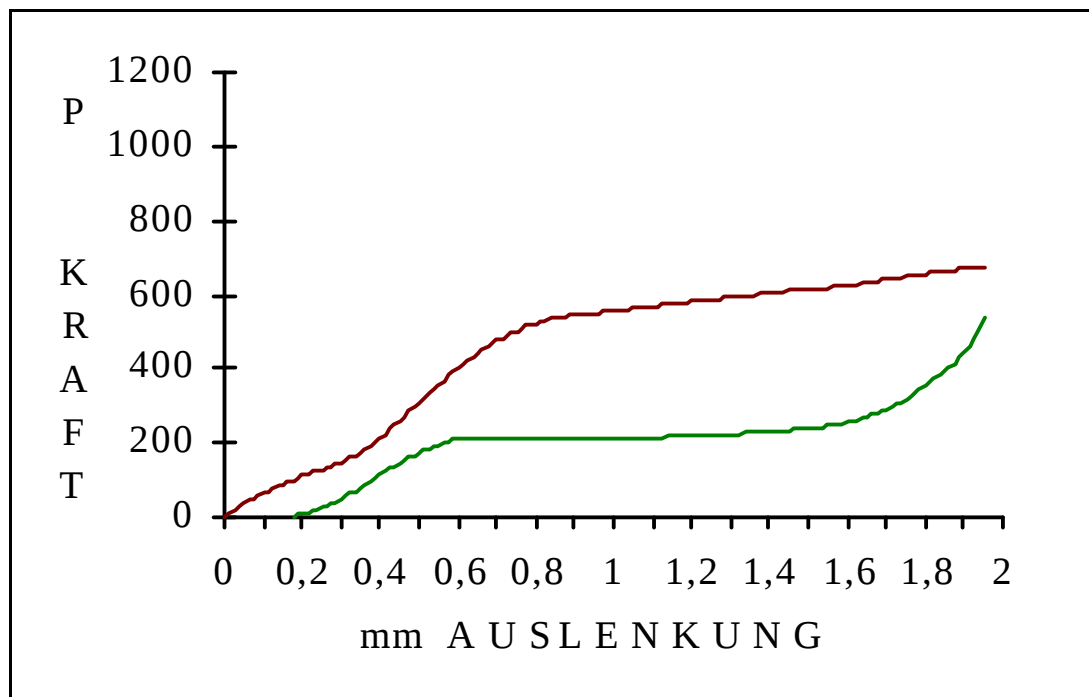


Diagramm III-7: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Sentalloy light 0,014 bei 2,05 mm Interbracketabstand. Nach im Abschnitt II erklärter Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 bei dem 2,05 mm Interbracketabstand ein deutliches Plateau, das ein Kraftniveau von 2,2 N (224 p) beschreibt und 0,8 mm lang ist.

Nitinol SE 0,014

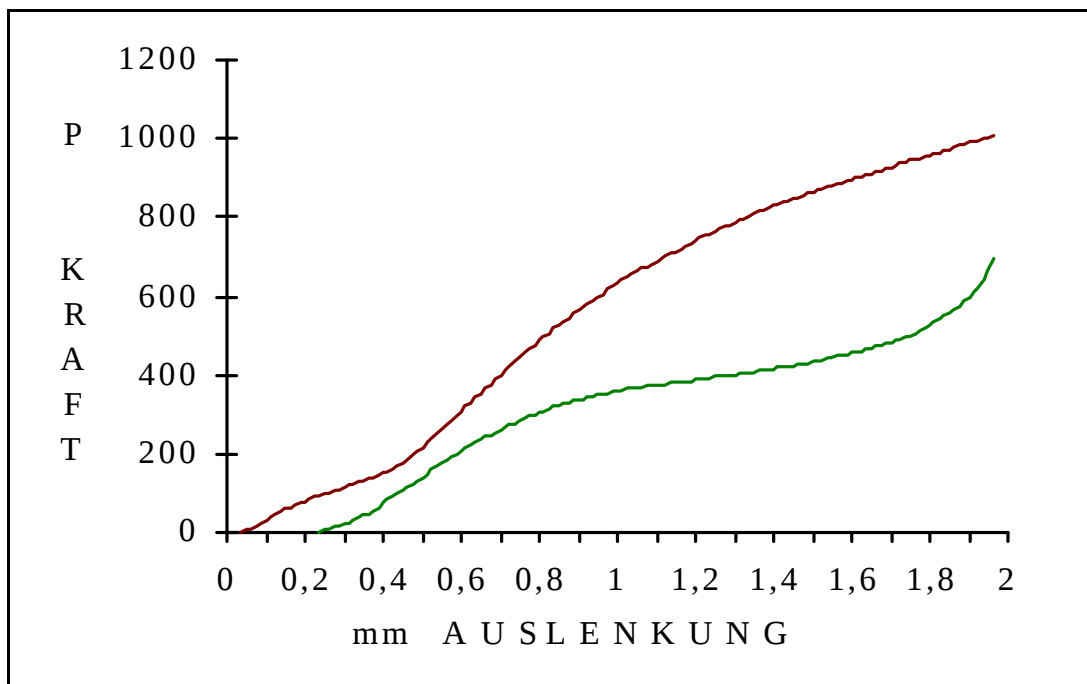


Diagramm III-8: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Nitinol SE 0,014 bei 2,05 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014 bei dem 2,05 mm Interbracketabstand kein deutliches Plateau.

III.2.2 L1-2 Med - Bracket

Für das Bracket „L1-2 Med“ wurde der Interbracketabstand **2,55 mm** berechnet.

Sentalloy light 0,014

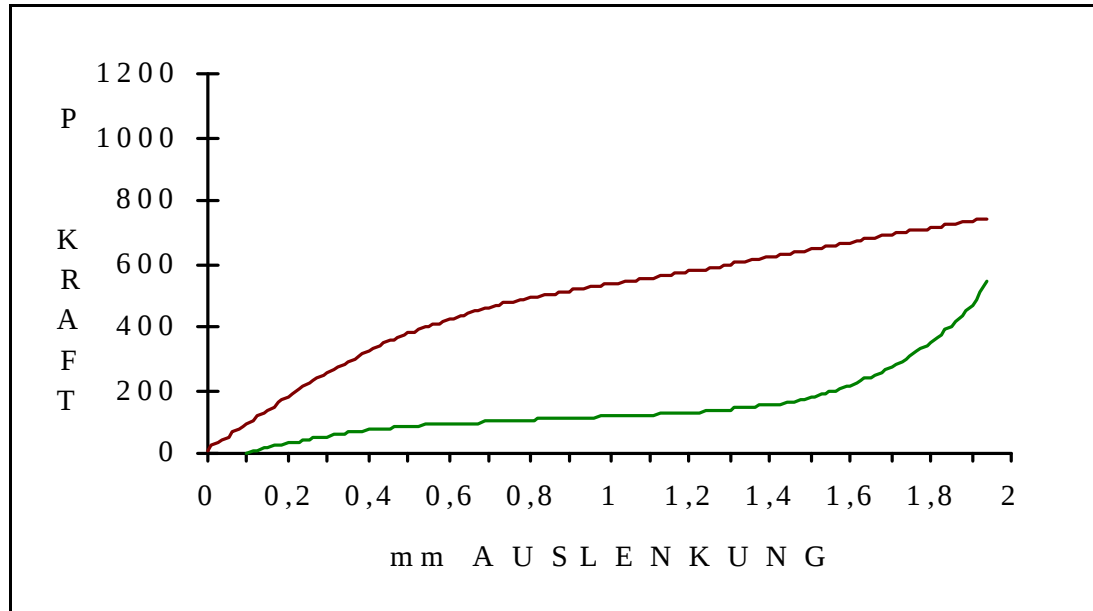


Diagramm III-9: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Sentalloy light 0,014 bei 2,55 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 bei dem 2,55 mm Interbracketabstand ein deutliches Plateau, das ein Kraftniveau von 1,1 N (112 p) beschreibt und 0,7 mm lang ist.

Nitinol SE 0,014

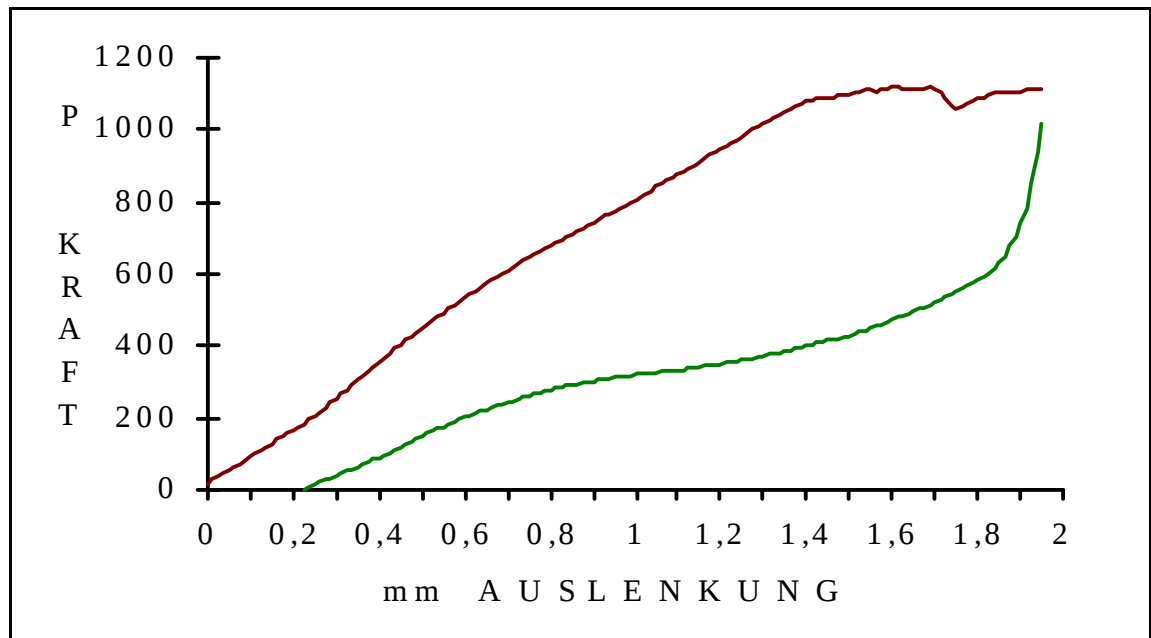


Diagramm III-10: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Nitinol SE 0,014 bei 2,55 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014 bei dem 2,55 mm Interbracketabstand kein deutliches Plateau.

III.2.3 L1-2 Nar - Bracket

Für das Bracket „L1-2 Nar“ wurde der Interbracketabstand **3,20 mm** berechnet

Sentalloy light 0,014

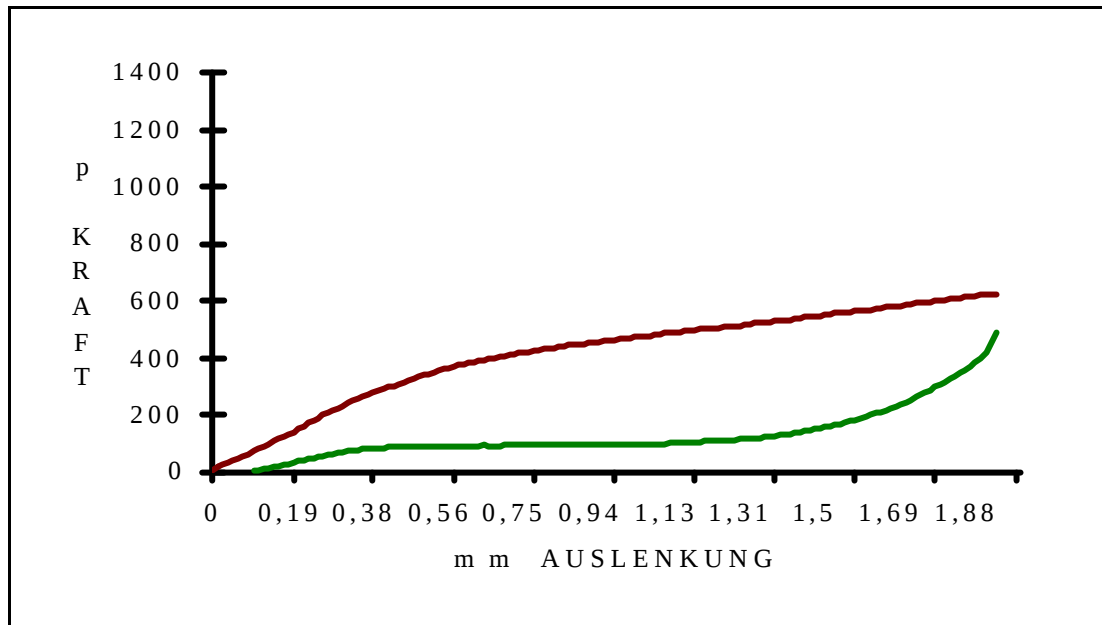


Diagramm III-11: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Sentalloy light 0,014 bei 3,20 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 bei dem 3,20 mm Interbracketabstand ein deutliches Plateau, das ein Kraftniveau von 0,9 N (92 p) beschreibt und 0,8 mm lang ist.

Nitinol SE 0,014

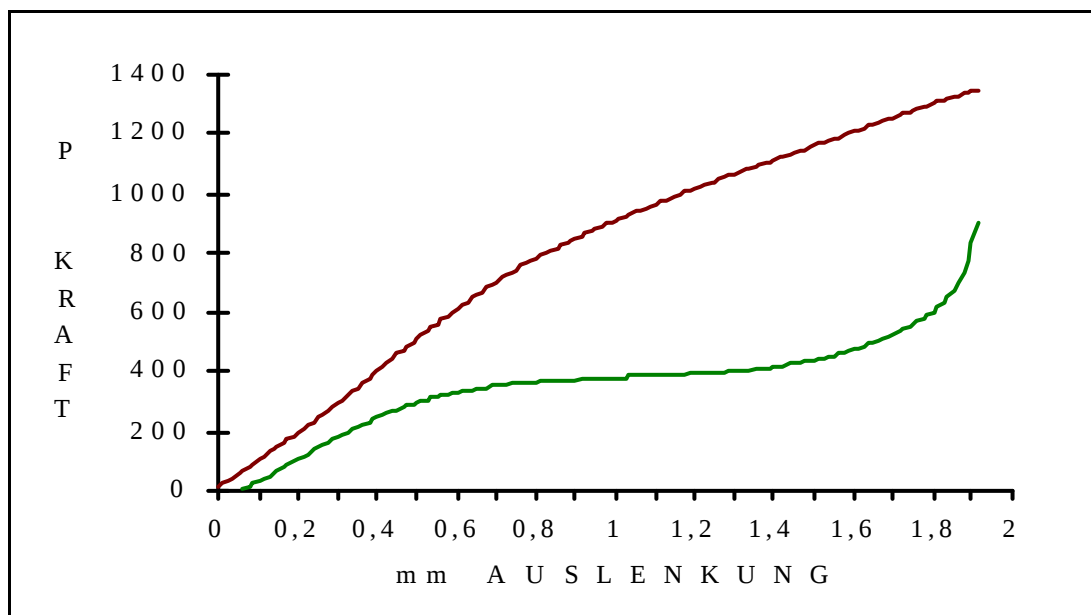


Diagramm III-12: Die Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven von Nitinol SE bei 3,20 mm Interbracketabstand. Nach der im Abschnitt II erklärten Definition für das Plateau hat die Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014 bei dem 3,2 mm Interbracketabstand ein deutliches Plateau, das ein Kraftniveau von 3,8 N (387 p) beschreibt und 0,4 mm lang ist.

Die Ergebnisse zeigten generell eine Kraftaufbaukurve, die am Anfang steil verlief und dann in einen flachen Anteil überging. Die Kraftabbaukurve bestand aus drei Teilen, einem sehr steilen kurzen Teil, einem langen Plateau und einem steil verlaufenden Endteil. Allerdings war dieser Verlauf bei dem Nitinol SE 0,014 nicht so ausgeprägt wie bei den Sentalloy light 0,014. Die von den beiden Kurven eingegrenzte Fläche beschrieb einen Energieverlust.

Ob eine Kraftabbaukurve ein Plateau bildet oder nicht, wurde von der im Abschnitt II.2.3 beschriebenen Definition bestimmt. Aufgrund dieser Auswahl haben einige Kurven keine Plateaus gebildet, obwohl sie ein relativ flach verlaufendes Mittelteil aufwiesen.

Bei dem Draht Sentalloy light 0,014 hatten die Plateaus durchschnittlich eine Länge von 0,8 mm, die bei einer Auslenkung von 0,5 mm endeten. Die Kraftabnahmen innerhalb dieser Plateaus betrugen durchschnittlich 0,3 N/mm. Die Kraftniveaus der Plateaus lagen bei allen Interbracketabständen außer 2,05 mm zwischen 0,9 und 1,1 Newton. Bei dem Draht Nitinol SE 0,014 waren die Plateaus mit durchschnittlich 0,3 mm wesentlich kürzer und endeten bei 1,1 mm Auslenkung. Die Kraftabnahme war mit 0,7 N/mm mehr als doppelt so groß. Die Kraftniveaus der Plateaus waren höher und lagen zwischen 1,6 und 3,8 Newton (Tabelle III-1).

Interbracketabstand (mm)	Sentalloy 0,014			Nitinol 0,014		
	Länge (mm)	ØKraft (N)	Steigung (N / mm)	Länge (mm)	ØKraft (N)	Steigung (N / mm)
2,05	0,8	2,2	0,2	/	/	/
2,55	0,7	1,1	0,6	/	/	/
3,20	0,8	0,9	0,2	0,4	3,8	0,6
3,85	0,9	0,9	0,1	/	/	/
4,65	0,8	1,0	0,3	0,2	2,0	0,8
5,15	0,7	0,9	0,4	0,3	1,6	0,8

Tabelle III-1: Angegeben sind: Länge, das Kraftniveau und die Steigung der Plateaus.

Sentalloy light 0,014 zeichnet sich bei dieser Untersuchung als pseudoelastisch aus, dessen Kraft am Plateau aber bei 2,05 mm- Interbracketabstand unphysiologisch (2,2 N) bleibt. Nitinol SE 0,014 verhält sich nur bei größeren Interbracketabständen pseudoelastisch und setzt im Bereich der Plateaus möglicherweise unphysiologische Kräfte frei (> 1N).

Das dritte steile Endteil der Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 lag bei ca. 0,5 mm und das von Nitinol SE 0,014 bei 1,1 mm Auslenkung (Tab. III-2). Bei Auslenkungen, die kleiner als diese Distanzen waren, verhielten sich die pseudoelastischen Bögen wie ein klassisches Material mit linearer Kennlinie gemäß dem Hooke'schen Gesetz.

Alle Daten der Plateaus sind in den Tabellen III-3 und III-4 aufgelistet. Die wesentlichsten Informationen sind in den Tabellen III-1 und III-2 dargestellt. Der Übersichtlichkeit halber wurden die Werte in den Tabellen III-1 und III-2 bis auf eine Stelle hinter dem Komma gerundet.

Die Plateauenden der untersuchten Drähte sind in der Tabelle III-2 zusammengefaßt. Bei einer Deflektion kleiner als diese Beträge verhielten sich die Bögen nicht mehr pseudoelastisch.

Interbracketabstand in mm	Sentalloy 0,014		Nitinol SE 0,014	
	Länge (mm)	Steilheit unterhalb des Plateau N/mm	Länge (mm)	Steilheit unterhalb des Plateau N/mm
2,05	0,6	3,4	/	/
2,55	0,5	1,6	/	/
3,20	0,5	1,9	0,9	4,2
3,85	0,4	2,4	/	/
4,65	0,6	1,5	1,2	1,6
5,15	0,6	1,3	1,1	1,3

Tabelle III-2: Die Mindestdeflektionen der untersuchten Bögen. Die Kraftabbaukurven verlaufen in dem Endabschnitt steil und haben eine Steigung größer als 0,8 N/mm. Bei einer normalen klinischen Niveleierungssituation (<1 mm) verhielt sich Sentalloy light 0,014 pseudoelastisch, wobei Nitinol SE 0,014 wenn überhaupt erst bei Differenzen größer als 0,9 mm pseudoelastisch wirkte.

III.3 Vergleich der Ergebnisse verschiedener Drähte

Die Mittelwertkurven von jedem Draht wurden in den folgenden Diagrammen bei verschiedenen Interbracketabständen miteinander verglichen.

III.3.1 Sentalloy light 0,014

Nach obiger Definition besaß Sentalloy light 0,014 bei allen Interbracketabständen ein Plateau, das im Durchschnitt etwa 0,8 mm lang war und ein Kraftniveau von 1,2 N beschrieb (Diagramm III-13). Die Plateaus von Sentalloy light 0,014 endeten - im Durchschnitt - bei einer Strecke von 0,5 mm. Diese Mindestdeflektion muß erreicht sein damit die Pseudoelastizität in Erscheinung tritt. Die Kraftniveaus, die Mindestdeflektionen und die Längen der Plateaus zeigen, daß Sentalloy light 0,014 als pseudoelastisches Material bessere Einsatzmöglichkeiten hat.

Die Rückstellung von Sentalloy light 0,014 bildete bei einem Interbracketabstand von 2,05 mm ein Plateau, das ein recht hohes Kraftniveau von 2,2 N zwischen 1,4 mm und 0,6 mm (0,8 mm lang) beschrieb. Die Steigung (Kraftabnahme) betrug 0.25 N/mm.

Mit Ausnahme des Interbracketabstands von 2,05 mm wurde an den Plateaus aller Abbaukurven, relativ unabhängig vom Interbracketabstand, eine Durchschnittskraft von 1,0 N abgegeben, die - allerdings abhängig vom Interbracketabstand - innerhalb einer Strecke von 0,8 mm (zwischen 1,3 mm und 0,5 mm) fast konstant blieb (Steigung = 0,3 N / mm, Tabelle III-3).

Die Kraftmaxima der Aufbaukurven lagen zwischen 2,9 N und 7,9 N, die sich zum Interbracketabstand umgekehrt proportional verhielten.

Inter- bracket- abstand (mm)	Plateaubereich			Kraftabnahme innerhalb des Plateaus				Ø Kraft des Plateaus (N)	Steigung des Plateaus (N/mm)
	Anfang	Ende	Länge	Anfang		Ende			
	(mm)	(mm)	(mm)	(p)	(N)	(p)	(N)		
2,05	1,43	0,62	0,81	231,94	2,27	211,91	2,08	2,17	0,25
2,55	1,23	0,53	0,70	131,55	1,29	88,76	0,87	1,08	0,60
3,20	1,23	0,45	0,78	106,05	1,04	87,14	0,85	0,95	0,24
3,85	1,26	0,37	0,89	99,50	0,98	90,32	0,89	0,94	0,10
4,65	1,35	0,56	0,79	111,85	1,10	87,88	0,86	0,98	0,30
5,15	1,33	0,62	0,71	108,26	1,06	81,86	0,80	0,93	0,36

Tabelle III-3: Datenvergleich der Plateaus von Sentalloy light 0,014 bei verschiedenen Interbracketabständen. Von Bedeutung sind Länge, Ende (Mindestdeflektion) und Kraftniveau der Plateaus.

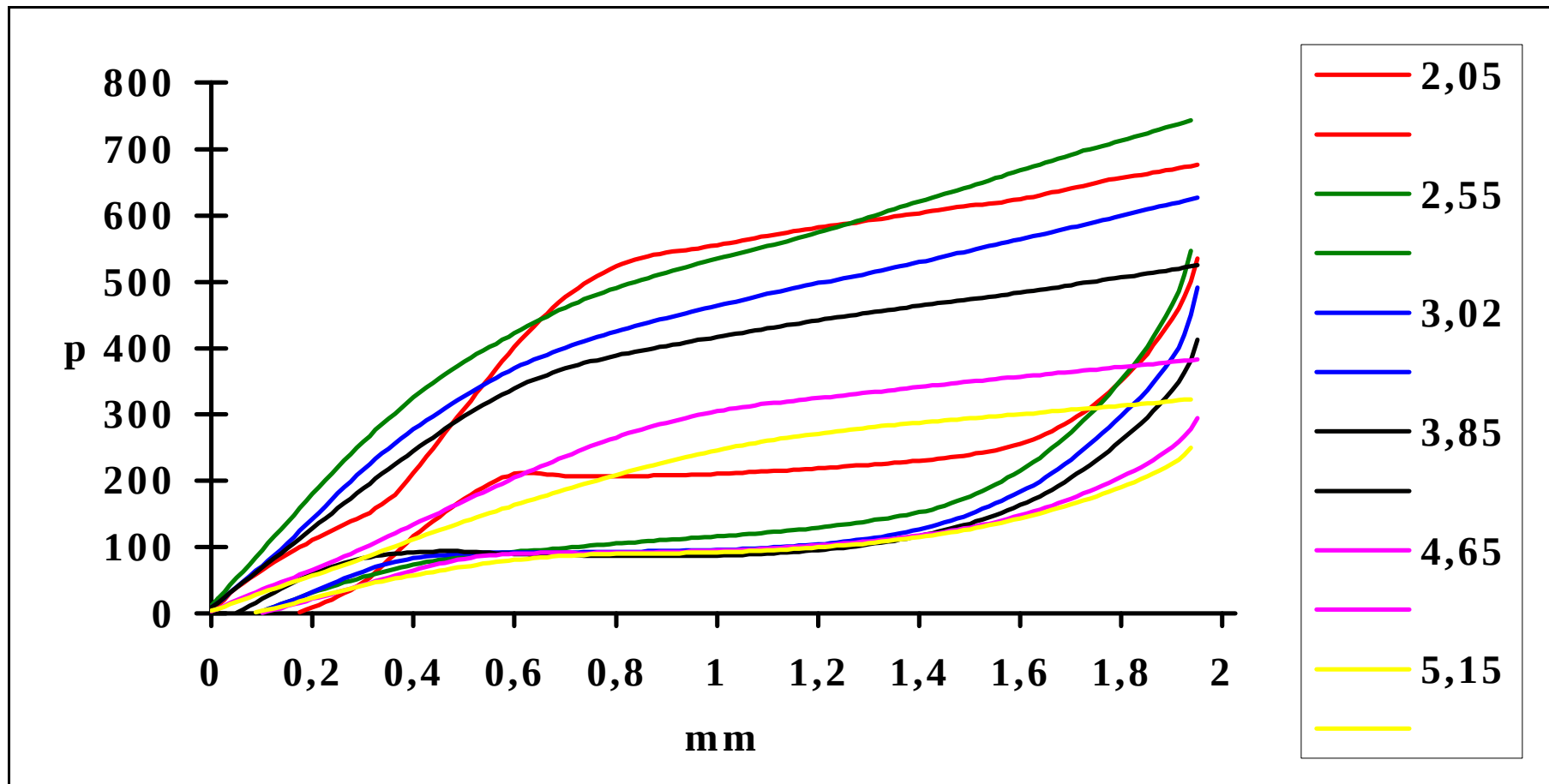


Diagramm III-13: Kurvenvergleich von Sentalloy light 0,014 bei verschiedenen Interbracketabständen. Die Kraftniveaus der Plateaus lagen, mit Ausnahme vom Interbracketabstand 2,05 mm, auf nahezu gleichem Niveau und im physiologischen Bereich von 1N (100 p).

III.3.2 Nitinol SE 0,014

Für Nitinol SE 0,014 war die entstandene Kraft zu den Interbracketabständen umgekehrt proportional. Nur bei den Interbracketabständen von 3,20 mm, 4,65 mm und 5,15 mm war ein deutliches Plateau der Kraftabbaukurve erkennbar, das allerdings sehr kurz (0,3 mm) war und bei dem eine sehr hohe Kraft (1,55 bis 3,76 N) ausgeübt wurde.

Die plateauähnlichen Anteile der Nitinol- Abbaukurven lagen im Bereich von 1,55 bis 3,76 N bei einer Steigung von 0,72 N/mm (Tabelle III-4). Die Plateaus von Nitinol SE 0,014 endeten - im Durchschnitt- bei dem 1mm-Abstand. Erst bei den Deflektionen größer als 1 mm kann Nitinol SE 0,014 pseudoelastisch wirken. Dieser Wert wird bei den normalen Zahnregulationen oft nicht erreicht. Die Plateaulängen waren zu kurz um praktische Bedeutung zu finden.

Die Kraftaufbaukurven von Nitinol SE unterscheiden sich von der Sentalloy-Kurven durch geringe Nicht-Linearität (Diagramm III-14).

Inter- bracket- abstand (mm)	Plateaubereich			Kraftabnahme Innerhalb des Plateaus				Ø Kraft des Plateaus (N)	Steigung des Plateaus (N/mm)
	Anfang (mm)	Ende (mm)	Länge (mm)	Anfang (p) (N)		Ende (p) (N)			
2,05	/	/	/	/	/	/	/	/	/
2,55	/	/	/	/	/	/	/	/	/
3,20	1,24	0,86	0,38	394,50	3,87	370,71	3,64	3,76	0,61
3,85	/	/	/	/	/	/	/	/	/
4,65	1,35	1,19	0,16	201,28	1,98	188,92	1,85	1,92	0,76
5,15	1,35	1,09	0,26	168,18	1,65	147,14	1,44	1,55	0,80

Tabelle III-4: Datenvergleich der Plateaus von Nitinol SE 0,014 bei verschiedenen Interbracketabständen. Von Bedeutung sind Länge, Ende (Mindestdeflektion) und Kraftniveau der Plateaus.

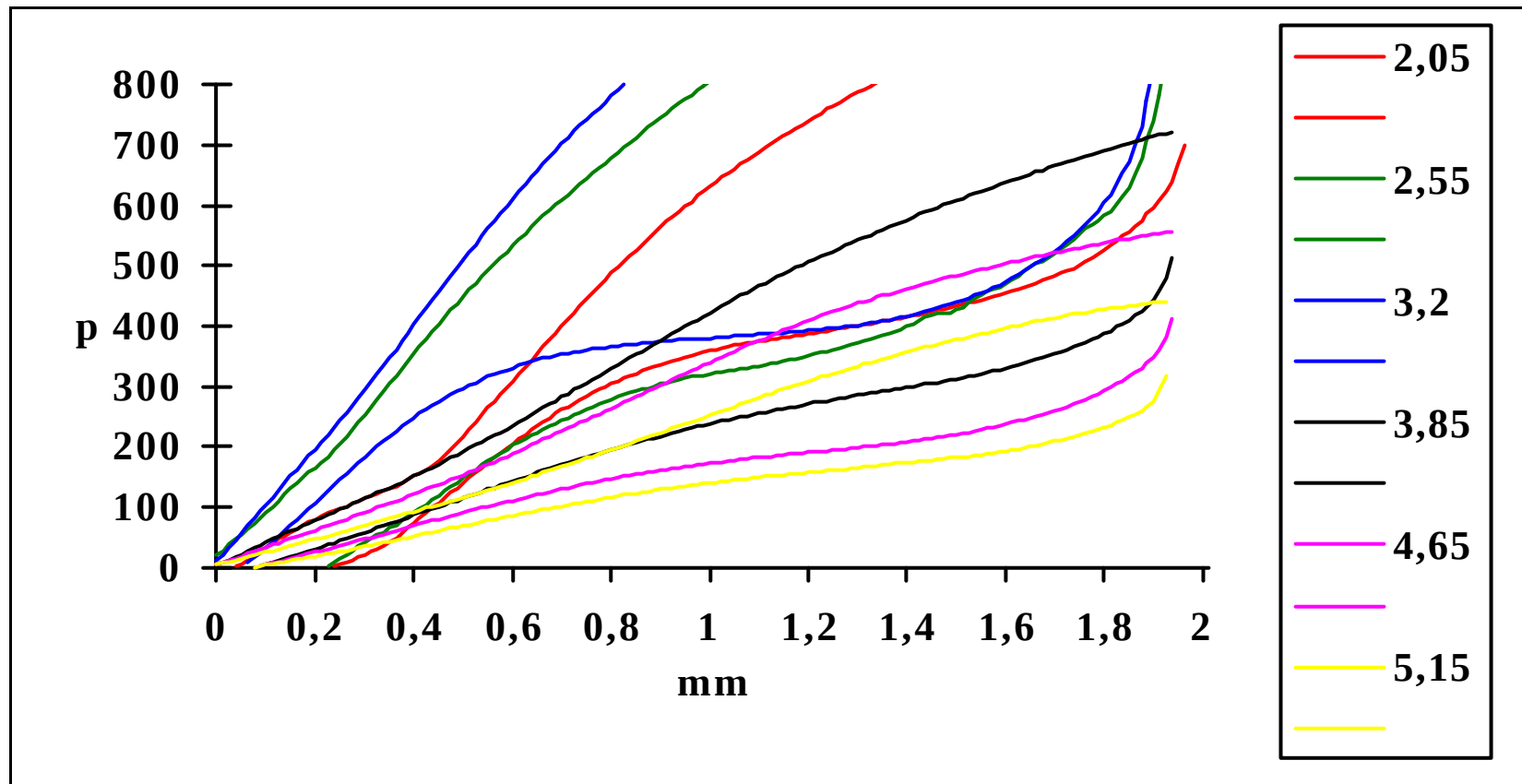


Diagramm III-14: Kurvenvergleich von Nitinol SE 0,014 bei verschiedenen Interbracketabständen. Die Kraftniveaus der Plateaus liegen deutlich über 1N (100 P).

III.3.3 Einfluß des Interbracketabstandes auf die Kraftentfaltung bei 1 mm Aktivierung

Im Diagramm III-15 sind die Kraftgrößen der beiden untersuchten Bögen bei einer Deaktivierung von 1 mm nach vorhergehender Aktivierung um 2 mm, aber unterschiedlichen Interbracketabständen, dargestellt und miteinander verglichen. Sentalloy light 0,014 setzt bei allen Interbracketabständen außer 2,05 mm fast die gleiche Kraft frei. Die Trendlinie (schwarz) zeigt eine leichte Abnahme der Kraft, wenn der Interbracketabstand zunimmt. Nitinol SE 0,014 setzt kleinere Kräfte frei, wenn der Interbracketabstand größer wird (3,2 mm Interbracketabstand macht eine Ausnahme). Dieses Verhältnis zwischen der Kraftgröße und der Änderungen des Interbracketabstandes ist sowohl bei der Verbindungskurve als auch bei der Trendlinie von Nitinol SE 0,014 deutlich zu erkennen.

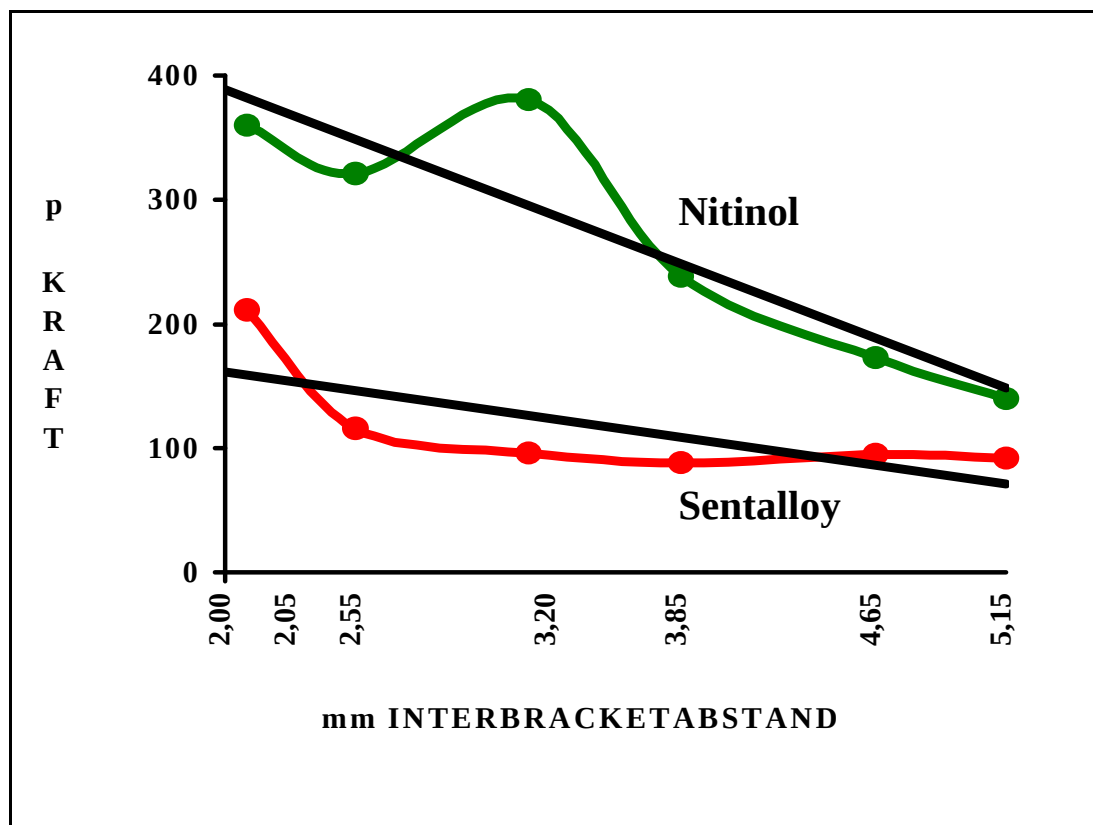


Diagramm III-15 Vergleich des Kraftniveaus von Sentalloy light 0,014 und Nitinol SE 0,014 bei unterschiedlichen Interbracketabständen, aber gleicher Deaktivierung von 1mm. Bei Sentalloy light 0,014 ist das Kraftniveau der Plateaus fast gleich (Ausnahme: 2,05 mm Interbracketabstand). Bei Nitinol SE 0,014 nimmt die Kraft des Plateaus bei steigendem Interbracketabstand ab (Ausnahme 3,20 mm Interbracketabstand). Die schwarze Linien stellen den Trend der Kurven dar.

III.4 Vergleich verschiedener Drähte bei gleichen Interbracketabständen

Für folgende Interbracketabstände werden die Kurven der zwei untersuchten Drähte verglichen.

III.4.1 Interbracketabstand = 2,05 mm (Bracket: U1 WD im UK)

1. Sentalloy light 0,014

2. Nitinol SE 0,014

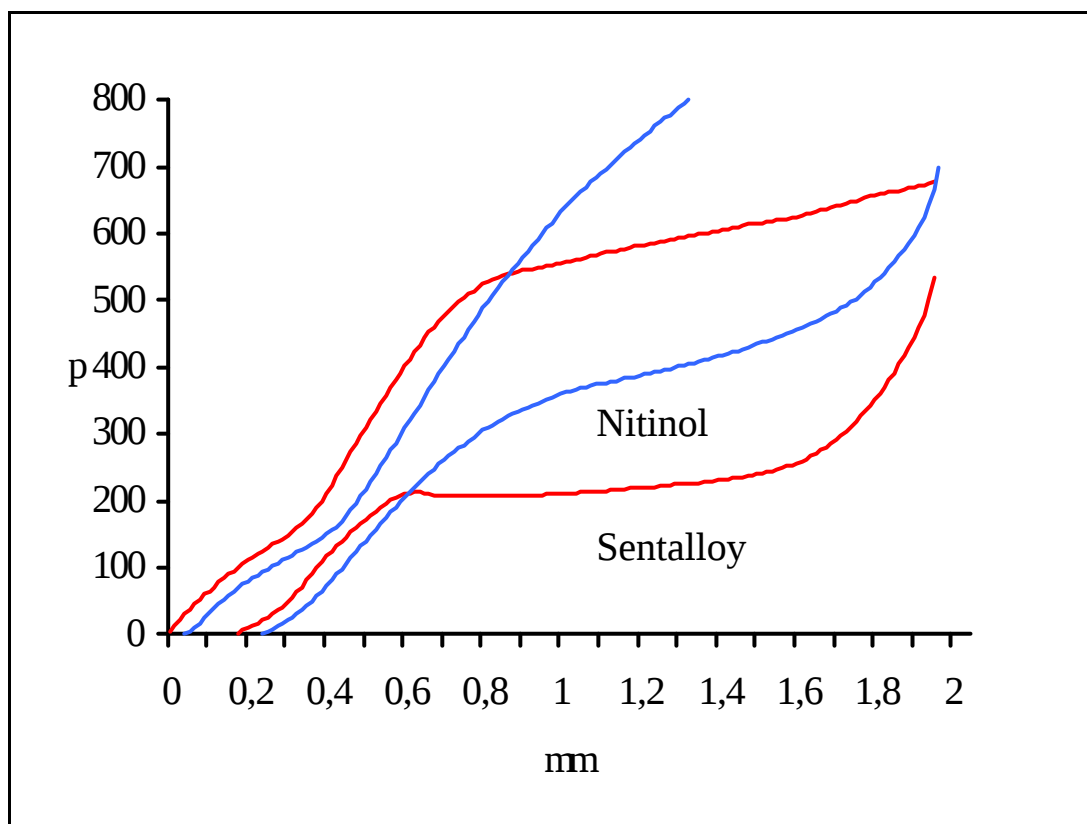


Diagramm III-16: Kurvenvergleich der untersuchten Drähte bei 2,05 mm Interbracketabstand. Bei diesem Interbracketabstand ist das Plateau der Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 deutlich ausgeprägt. Nitinol SE 0,014 bildet laut Definition kein Plateau.

Bei einem Interbracketabstand von 2,05 mm bildete Sentalloy light 0,014 bei 2,17 N in der Kraftabbaukurve ein Plateau, das einer Kraftabnahme von 0,25 N/mm entsprach.

Nitinol SE 0,014 hatte kein deutliches Plateau bei diesem Interbracketabstand, sondern ein plateauähnliches Mittelteil bei der Kraftabbaukurve.

III.4.2 Interbracketabstand = 2,55 mm (Bracket: L1-2 Med im UK)

1. Sentalloy light 0,014

2. Nitinol SE 0,014

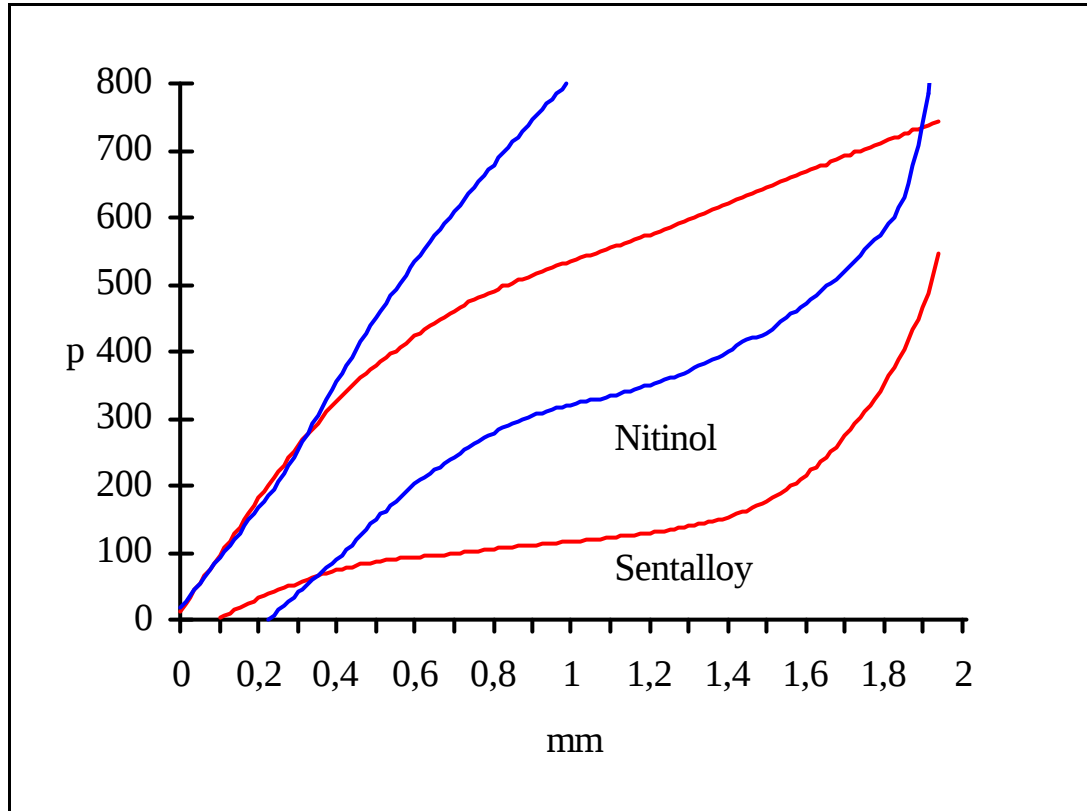


Diagramm III-17: Kurvenvergleich der untersuchten Drähte bei 2,55 mm Interbracketabstand. Bei diesem Interbracketabstand ist das Plateau der Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 deutlich ausgeprägt und liegt im physiologischem Kraftniveau. Nitinol SE 0,014 bildet laut Definition kein Plateau.

Die Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 bildete ein Plateau, das einer Kraft von ca. 1,1 N im Bereich von 1,24 mm bis 0,54 mm entsprach (0,60 N/mm).

Die Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014 bildete nach im Abschnitt II.2.3 beschriebener Definition kein Plateau. Der Kurvenanteil mit niedrigster Steigung lag zwischen 5,29 N und 2,35 N und zeigte andeutungsweise ein Plateau.

III.4.3 Interbracketabstand = 3,20 mm (Bracket: L1-2 Nar im UK)

1. Sentalloy light 0,014
2. Nitinol SE 0,014

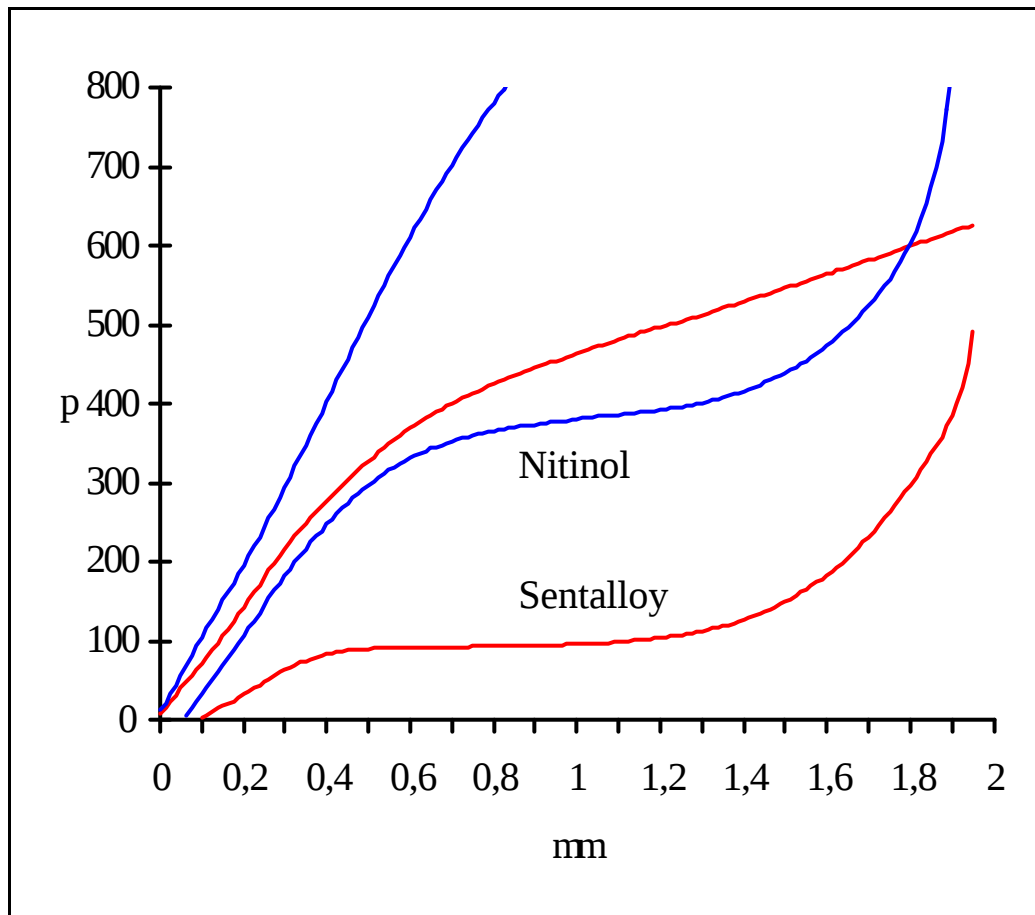


Diagramm III-18: Kurvenvergleich der untersuchten Drähte bei 3,20 mm Interbracketabstand. Bei diesem Interbracketabstand ist das Plateau der Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 deutlicher und ausgeprägter als das Plateau der Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014.

Das Plateau von Sentalloy light 0,014 lag zwischen 1,24 mm und 0,45 mm und beschrieb eine Kraftabnahme von 0,24 N / mm (im Bereich zwischen 1,04 N und 0,86 N innerhalb einer Strecke von 0,79 mm).

Nitinol SE 0,014 bildete ein Plateau, bei dem innerhalb von 0,38 mm eine Kraftabnahme von 0,23 N (0,61 N / mm) stattfand.

III.4.4 Interbracketabstand = 3,85 mm (Bracket: U1 XWD im OK)

1. Sentalloy light 0,014

2. Nitinol SE 0,014

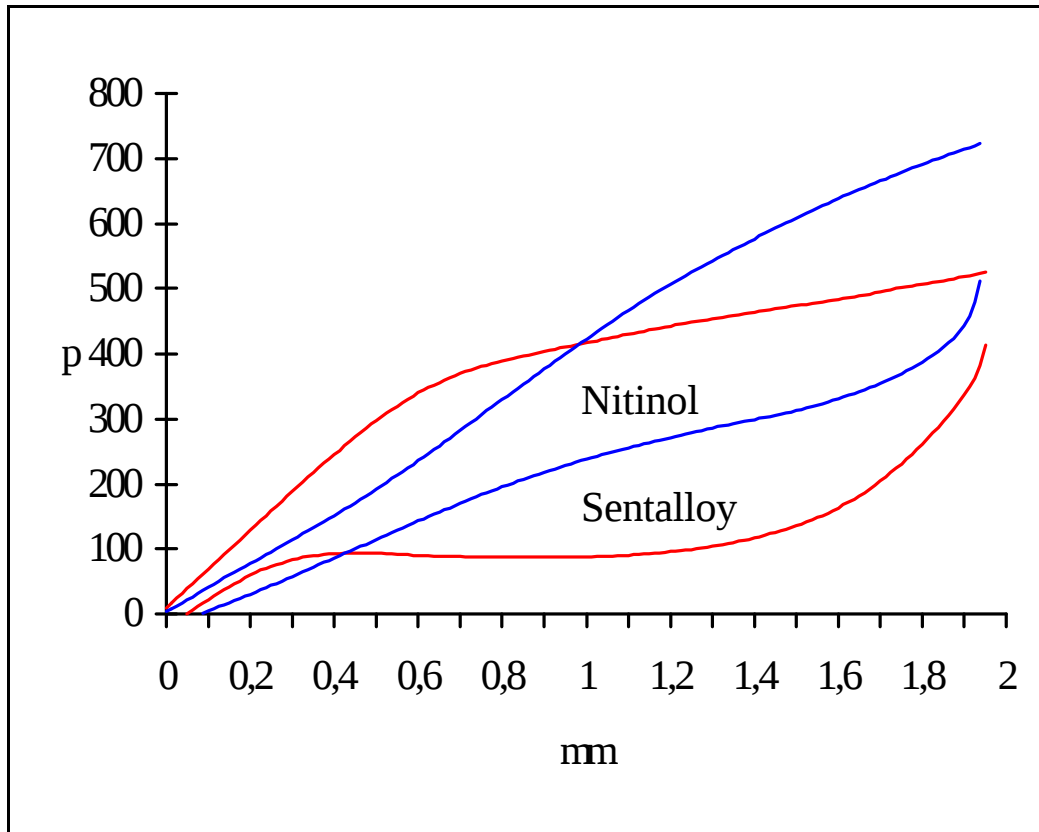


Diagramm III-19: Kurvenvergleich der untersuchten Drähte bei 3,85 mm Interbracketabstand. Bei diesem Interbracketabstand ist das Plateau der Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 deutlich ausgeprägt und liegt im physiologischem Kraftniveau. Nitinol SE 0,014 bildet kein Plateau.

Bei 0,93 N lag das Plateau von Sentalloy light 0,014. Dabei sank die Kraft von 0,98 N bei 1,26 mm auf 0,89 N bei 0,37 mm (d. h. 0,10 N/mm).

Die Kraftabbaukurven von Nitinol SE 0,014 verliefen sehr steil, ohne –gemäß im Abschnitt II.2.3 erwähnter Definition- ein Plateau zu bilden.

III.4.5 Interbracketabstand = 4,65 mm (Bracket: U1 WD im OK)

1. Sentalloy light 0,014

2. Nitinol SE 0,014

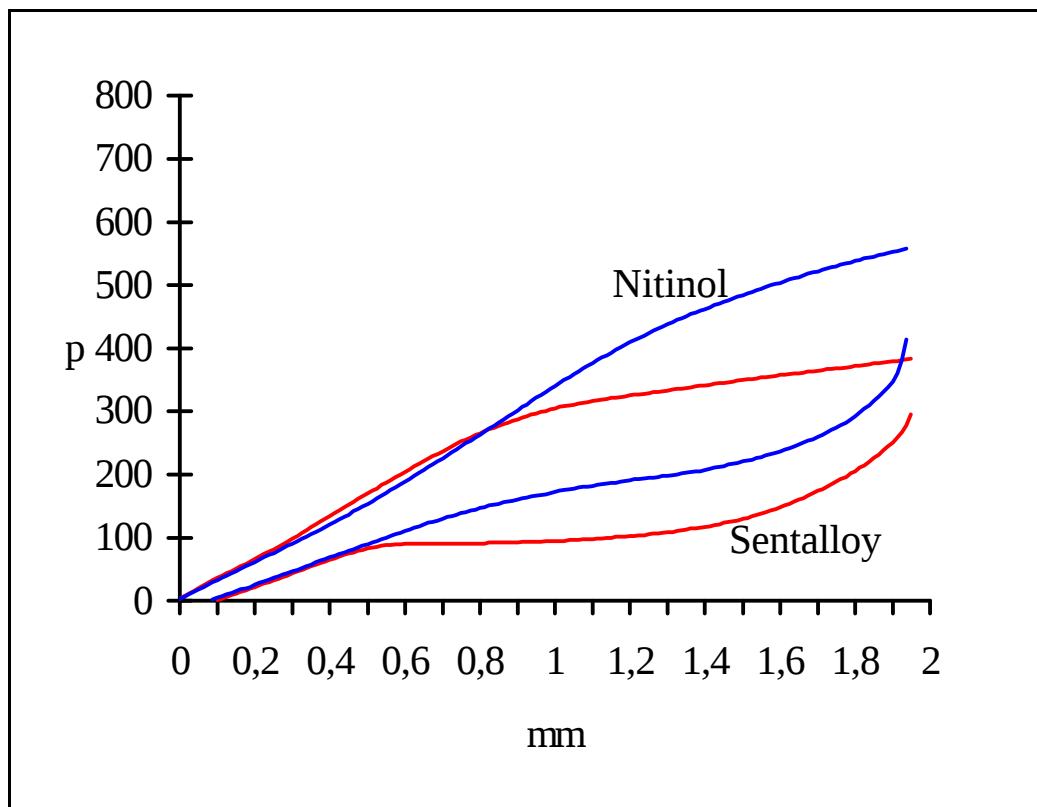


Diagramm III-20: Kurvenvergleich der untersuchten Drähte bei 4,65 mm Interbracketabstand. Bei diesem Interbracketabstand ist das Plateau der Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 deutlicher und ausgeprägter als das Plateau der Kraftabbaukurve von Nitinol SE 0,014.

Das Plateau von Sentalloy light 0,014 lag bei 0,98 N. Es beschrieb eine Kraftreduktion von 1,1 N bei 1,35 mm auf 0,86 N bei 0,56 mm (d. h. 0,30 N / mm).

Nitinol SE 0,014 bildete bei 1,92 N ein Plateau, das 0,16 mm lang war und eine Kraftabnahme von 0,76 N/mm beschrieb. Das Plateau lag zwischen 1,35 mm und 1,19 mm.

III.4.6 Interbracketabstand = 5,15 mm (Bracket: L1-2 Med im OK)

1. Sentalloy light 0,014

2. Nitinol SE 0,014

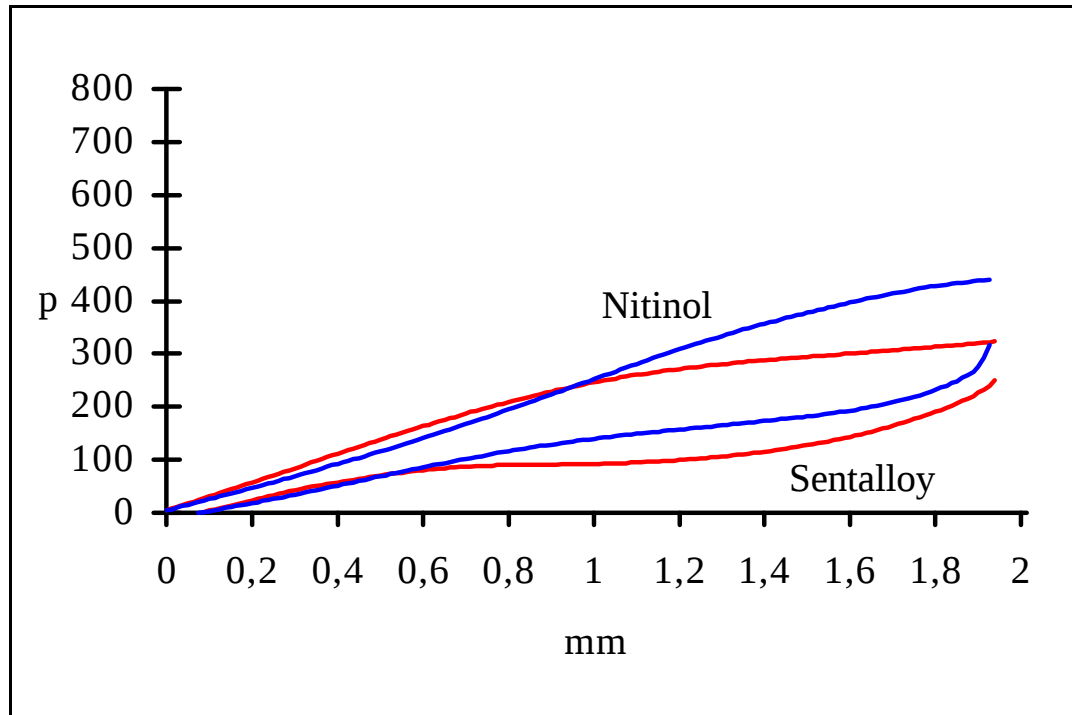


Diagramm III-21: Kurvenvergleich der untersuchten Drähte bei 5,15 mm Interbracketabstand. Bei diesem Interbracketabstand ist das Plateau der Kraftabbaukurve von Sentalloy light 0,014 deutlich ausgeprägt und liegt im physiologischem Kraftniveau. Nitinol SE 0,014 bildet kein Plateau.

Sentalloy light 0,014 bildete auf der Kraftabbaukurve bei 0,93 N ein Plateau, das eine Kraftabnahme von 0,26 N innerhalb von 0,71 mm (von 1,33 mm auf 0,62mm) darstellte (0,36 N / mm Steigung).

Bei einem Interbracketabstand vom 5,15 mm hatte Nitinol SE 0,014 laut Definition kein Plateau, sondern ein plateauähnliches Mittelteil auf der Kraftabbaukurve.

IV. DISKUSSION

Die Ergebnisse zeigten erstens, daß bei keinem der untersuchten Drähte ein Plateau mit absolut horizontalem Verlauf (mit einer Steigung von null Newton pro Millimeter) zu sehen war, und zweitens, daß der Übergang vom Plateau in den steilen Kurvenanteil fließend und nicht genau definierbar war.

Die genaue Beschreibung vom Anfang und Ende des Plateaus war demzufolge nicht möglich. SEGNER und IBE [18] haben für die Beschreibung des Plateaus die Anwendung der zweiten Ableitung vorgeschlagen. Auch diese Methode führte bei dieser Versuchsreihe dazu, daß es zwischen den drei Abschnitten der Kraftabbaukurve einen fließenden Übergang gab. Aus diesem Grund konnten nicht immer die selben reproduzierbaren Punkte für den Anfang und das Ende des Plateaus angegeben werden. Daher wurde zur Definition des Plateaus die im Abschnitt II.2.3 beschriebene Methode verwendet. Beispielsweise sind in den folgenden Diagrammen die erste und die zweite Ableitung von Sentalloy light 0.014 bei 2.05 mm Interbracketabstand dargestellt.

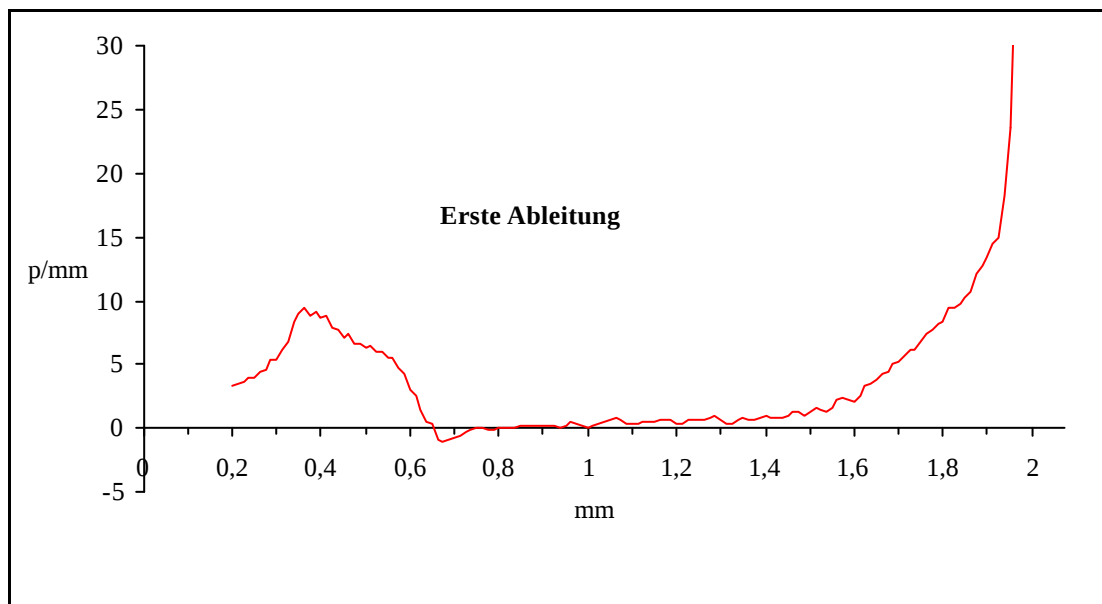


Diagramm IV-1: Erste Ableitung von Sentalloy light 0,014 bei 2,05 mm Interbracketabstand. Wo genau das Plateau beginnt und endet, ist nicht zu erkennen.

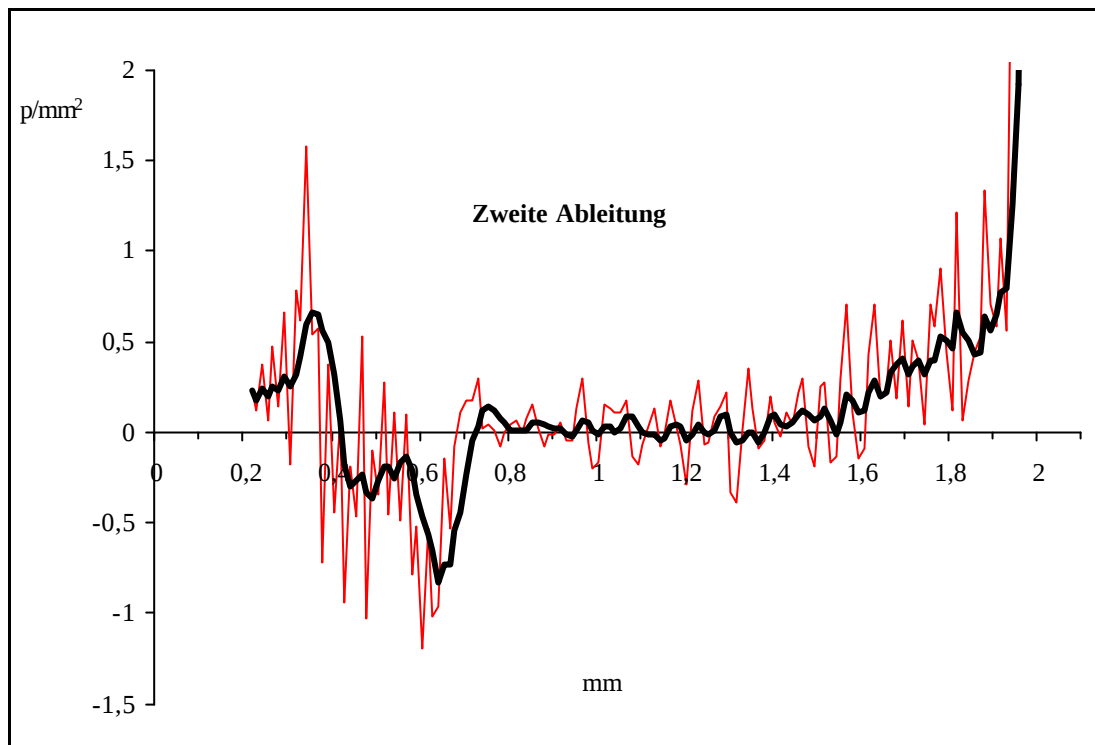


Diagramm IV-2: Zweite Ableitung von Sentalloy light 0,014 bei 2,05 mm Interbracketabstand. Wo genau das Plateau beginnt und endet, ist nicht zu erkennen (rote Linie). Die schwarze Linie stellt den Trend der roten Kurve dar. Auch hier kann der Beginn und das Ende des Plateaus nicht genau angegeben werden.

Die in diesem Versuch untersuchten Interbracketabstände wurden symmetrisch angenommen und entsprachen damit nicht gänzlich der klinischen Realität, da die mittleren und die seitlichen Inzisivi nicht die gleiche Breite haben. Dadurch werden z.B. im Oberkiefer Brackets mit einer größeren Distanz zwischen zwei 1er-Mitten als zwischen einer 1er-Mitte und einer 2er-Mitte (also asymmetrisch) geklebt. Somit sind die Interbracketabstände auf einer Seite größer und auf der anderen Seite kleiner. Dies bedeutet, daß die mittleren Abstände von der einen Bracketmitte zur anderen Bracketmitte (Abstand B in Abb. II-1) in dieser Untersuchung im Durchschnitt im OK um 0,5 mm und im UK um 0,1 mm von den klinisch auftretenden Werten abwichen. Diese Abweichungen hatten aber keine praktische Relevanz, weil in der Praxis die Brackets nicht so genau geklebt werden können und Zähne nicht immer die durchschnittliche Breite haben. Deshalb wurde für diese Versuche ein symmetrischer Aufbau gewählt (Abb. II-2). Die Ergebnisse zeigten pseudoelastische Eigenschaften bei allen untersuchten Drähten, die allerdings unterschiedlich ausgeprägt waren. Dieser Unterschied wurde von DRESCHER auch festgestellt. Er hat mit Hilfe von „Differential Scanning Calorimetry“ das thermische

von DRESCHER auch festgestellt. Er hat mit Hilfe von „Differential Scanning Calorimetry“ das thermische Umwandlungsverhalten von 10 NiTi-Drähte darunter Sentalloy Medium und Nitinol SE untersucht. Er fand heraus, daß die sog. nominale Umwandlungstemperatur von Sentalloy Medium bei $+15^{\circ}\text{C}$ und die von Nitinol SE bei -20°C lag. DRESCHER erklärt die unterschiedlichen pseudoelastischen Eigenschaften von Sentalloy Medium und Nitinol SE dadurch, daß die Kaltverformung die thermisch induzierte Phasentransformation von Nitinol SE erschwert [14]. DRESCHER hat Sentalloy Medium untersucht, während in dieser Arbeit Sentalloy Light untersucht wurde. Seine Aussage bewahrt trotzdem ihre Gültigkeit, weil die beiden Legierungen (Sentalloy Medium und Light) sich darin voneinander unterscheiden, daß Sentalloy Light eine noch höhere Umwandlungstemperatur hat, und damit der Mundtemperatur noch näher ist.

Anhand der Kraft-Weg-Diagramme ist ersichtlich, daß in den klinisch üblichen Situationen die Pseudoelastizität selten auftritt, weil nur bei einer stark irregulären Zahnreihe die Auslenkung des Bogens groß genug wäre, um die pseudoelastischen Eigenschaften zu induzieren. Dieses Ergebnis bestätigten die Untersuchungen von GROß [10], BANTLEON et al. [8] und SEGNER und IBE [18], die, ähnlich dem in dieser Arbeit gewählten Versuchsaufbau, einen 3-Bracket-Versuch durchgeführt haben.

Die Mindestausmaße an der notwendigen Irregularität, um die pseudoelastische Wirkung zu induzieren, sind der Tabelle III-2 zu entnehmen. Die Tabelle III-2 zeigt, daß Nitinol SE 0.014 fast einen doppelt so großen Mindestabstand (im Durchschnitt 1,1 mm) benötigte um pseudoelastisch zu wirken als Sentalloy light 0.014 (im Durchschnitt 0,5mm). Dieser Unterschied beschreibt den großen Vorteil von Sentalloy light 0.014 gegenüber Nitinol SE 0.014 und sein breiteres Einsatzspektrum.

Im Vergleich der Kraft-Dehnung-Diagramme eines Drahtes bei verschiedenen Interbracketabständen wird deutlich, daß die Kraftniveaus der Plateaus den Interbracketabständen umgekehrt proportional waren (Diagramme III-13, 14 und 15). Allerdings zeigen die Diagramme III-13 und III-15 fast die gleichen Plateaukräfte für Sentalloy light 0,014.

Nach Untersuchungen von GROß [10] und BANTLEON et al. [8] hatte die Auslenkung keinen so großen Einfluß auf die Kraftgröße. Allerdings wurden in deren Versuchsreihen die Bögen jeweils um 1, 2, 3 und 4 Millimeter bei dem 5 mm-

Interbracketabstand aktiviert. Dabei sind sie zu dem Ergebnis gekommen, daß die Vergrößerung der Deflektion keinen nennenswerten Einfluß auf das Kraftniveau des Plateaus hatte. Die Länge des Plateaus nahm dennoch proportional zur Deflektion zu. Je größer der Niveauunterschied bei gleichem Interbracketabstand war, desto stärker war die Aktivierung des Bogens, und um so länger war die Plateaustrecke.

Es ist ein Zusammenhang zwischen der entstandenen Kraft und dem Krümmungsradius des ausgelenkten Drahtes anzunehmen. Der Krümmungsradius ist dem Interbracketabstand proportional und dem Aktivierungsgrad (Auslenkung) umgekehrt proportional abhängig. Der Krümmungsradius wird kleiner, wenn der Interbracketabstand kleiner oder die Auslenkung größer wird. Bei größerem Interbracketabstand oder kleinerer Auslenkung ist der Krümmungsradius größer. Die Verkleinerung des Interbracketabstandes hat die Vergrößerung der Kraft zu Folge. Diese Aussage war bei Nitinol SE 0,014 zutreffend (Diagramme III-15). Bei Sentalloy light 0,014 war sie allerdings ab einem ausreichend großen Interbracketabstand nicht von praktischer Bedeutung, so daß die entstandene Kraft als konstant angenommen werden konnte. Die Vergrößerung der Auslenkung erzeugt bei den nicht-pseudoelastischen Materialien größere Kräfte, während sie bei dem pseudoelastischen Material laut GROß [10] und BANTLEON et al. [8] keine bedeutende Wirkung auf die Kraftgröße hat. Es kann trotzdem aus diesen Überlegungen gefolgt werden, daß bei kleinerem Krümmungsradius auch die Kraft größer ist und umgekehrt.

Bei Kenntnis der Drahteigenschaften der pseudoelastischen Materialien wie spannungsinduzierte martensitische Transformation; das Verhältnis zwischen dem Interbracketabstand, dem Krümmungsradius und der Spannung; die Wirkung des Aktivierungsgrades auf Entstehung des Plateaus (Mindestdeflektion), die Plateaulänge und Plateaukraft ist folgendes zu bedenken:

Bei einem sehr großen Interbracketabstand (z.B. Utility-Arch) können pseudoelastische Drähte gegenüber den konventionellen Drähten nicht überlegen sein, ebenso nicht in der Endphase der Nivellierung und in Fällen, in denen kleine Nivellierungsaufgaben vorlagen. Dies ist damit zu begründen, daß die Auslenkung des Drahtes zu klein bzw. der Krümmungsradius zu groß war, um die Pseudoelastizität des Materials zu induzieren.

Probleme können auch bei zu kleinen Interbracketabständen wie z.B. in der Unterkieferfront bzw. zu große Auslenkung des Drahtes wie z.B. ausgeprägter Engstand selbst bei den untersuchten Drähten auftreten, denn hierbei können z.T. unphysiologisch große Kräfte erzeugt werden. Diesbezüglich war Sentalloy light 0.014 vom großen Vorteil, weil es erstens viel früher in den pseudoelastischen Bereich kam und zweitens viel niedrigere Kräfte abgab.

Die Elastizität, die im Periodontalspalt und im Knochen des Alveolarfortsatzes besteht, reduziert die anfänglich starke Kraft, die bei der Deaktivierung eines Bogens entsteht und durch den steilen Teil der Kraftabbaukurve dargestellt wird. Dieses Phänomen führt dazu, daß ein Stahlbogen rasch von einem zu hohen Kraftwirkungsbereich in einen niedrigeren Bereich kommt. Dagegen geht aber ein pseudoelastischer Draht von dem anfänglichen, steilen Teil rasch in das Plateau über und behält dann eine konstant wirksame Kraft, die je nach dem Bogenmaterial und der Bogendimension über längere Zeit anhält. Dadurch zeichnet sich der Vorteil von Drähten aus pseudoelastischem Material gegenüber solchen aus konventionellem Material aus, allerdings nur wenn die Kraft auf dem Plateau eine geeignete Größe hat.

SEGNER und IBE [18] haben 16 Nickel-Titan-Drähte, darunter Sentalloy light 0,014 und Nitinol SE 0,014 auf ihre Superelastizität untersucht. Sie haben einen Versuchsaufbau ähnlich dem der vorliegende Arbeit gewählt, wobei die Bögen jedoch nur bei einem Interbracketabstand von 4,8 mm getestet wurde.

SEGNER und IBE sind zu dem Ergebnis gekommen, daß Sentalloy light 0,014 bei 4,8 mm Interbracketabstand pseudoelastische Eigenschaften hatte, wobei Nitinol SE 0,014 nicht pseudoelastisch war. Letzteres stimmte mit den in dieser Untersuchung gefundenen Ergebnissen nicht ganz überein. Diese Diskrepanz ist evtl. dadurch zu erklären, daß hier zwei verschiedene Definitionen für das Plateau verwendet wurden. Die Plateaus von Nitinol SE 0,014 bei den Interbracketabständen von 4,65 mm und 5,15 mm (unterhalb und oberhalb des von SEGNER und IBE untersuchten Abstandes 4,8 mm) waren nach den Ergebnissen dieser Untersuchung nur 0,2 mm und 0,3 mm lang (Tabelle III-1). Solche kurzen Plateaus haben keine praktische Relevanz und traten erst bei einer Deflektion größer als 1,1 mm bzw. 1,2 mm (Tabelle III-2) auf und zeigten keine nutzbare Pseudoelastizität. Damit besteht doch weitestgehende Übereinstimmung mit SEGNER und IBE.

Konklusion

- Sentalloy light 0,014 war bei allen sechs untersuchten Interbracketabständen pseudoelastisch und hatte eine praktisch nutzbare Plateaulänge mit physiologischem Kraftniveau (Ausnahme: 2,05 Interbracketabstand, hier war die Kraft zu hoch).
- Nitinol SE 0,014 war nur bei drei von sechs untersuchten Interbracketabständen pseudoelastisch. Die Pseudoelastizität lag innerhalb zu kurzer Strecken bei zu hohen unphysiologischen Kräften. Daher erwies sich Nitinol SE 0,014 als pseudoelastisches Material als nicht so günstig.
- Die Verwendung zu breiter Brackets in der Unterkieferfront verkleinert den Interbracketabstand. Das führt zur starken Zunahme der Kraft bei den nicht pseudoelastischen Drähten bei gleichzeitiger Abnahme der Elastizität und Konstanz der Kraft. Bei den guten pseudoelastischen Drähten nimmt die Kraft weniger stark zu. Trotzdem wird hier der Einsatz der pseudoelastischen Drähte nicht immer das Problem lösen, weil nicht alle pseudoelastischen Drähte optimale Pseudoelastizität aufweisen (Nitinol SE 0,014) und zu breite Brackets möglicherweise zu große Reibungskraft erzeugen (Sentalloy light 0,014 beim 2,05 mm Abstand).

V. ZUSAMMENFASSUNG

Die Ausnutzung der physiologisch günstigen Kraftentfaltung der pseudoelastischen Nivellierungsbögen in der Kieferorthopädie hängt von dem Aktivierungsgrad des Bogens ab, der wiederum vom Interbracketabstand abhängig ist. Um diesen Zusammenhang genauer zu klären, wurden zwei unterschiedliche pseudoelastische Bögen gleicher Dimension bei sechs unterschiedlichen Interbracketabständen, die den klinischen Situationen in der Ober- und Unterkieferfront entsprachen, im Drei-Bracket-Versuch untersucht. Die Bögen haben in Abhängigkeit von ihrer Materialzusammensetzung unterschiedliche Pseudoelastizitäten und in Abhängigkeit vom Interbracketabstand unterschiedliche Kraftniveaus gezeigt. Je kleiner der Interbracketabstand war, desto größer war das Kraftniveau. Bei einem der Bögen war das Kraftniveau teilweise unphysiologisch. Der andere Bogen zeigte dagegen eine Limitierung der Kraft bei allen sechs Interbracketabständen. Beide Bögen, besonders der eine, wirkten bei kleinen Nivellierungsaufgaben nicht mehr pseudoelastisch.

Summary

Utilization of physiologic force delivery of pseudoelastic leveling arches in orthodontics depends on the deflection of the archwire which again depends on the interbracket distance.

To explore this correlation, two different pseudoelastic archwires of the same dimension were tested at different interbracket distances in a 3-bracket set-up, which simulated clinical situations in the maxillary and mandibular anterior region. The archwires showed different pseudoelasticity depending on material properties and different force levels dependent on interbracket distance. Smaller interbracket distance was associated with higher force levels.

One of the archwires showed partially unphysiologic force levels. The second archwire showed limited forces with all 6 interbracket distances. No pseudoelasticity could be found with only minor leveling tasks for both archwires.

VI. LITERATURVERZEICHNIS

- [1] ANDREASEN G. F., MORROW R. E. (1978)
Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire.
Am. J. Orthod. 73: 142-151
- [2] BACHMANN J. (1983)
Torque- Eigenschaften von Stahl- und Nitinol - Drähten.
Fortschr. Kieferorthop. 44: 311-315
- [3] BURSTONE C. J., QIN B., MORTON J.Y. (1985)
Chinese NiTi wire - a new orthodontic alloy.
Amer. J. Orthod. 87: 445-452
- [4] MIURA F., MOGI M., OHURA Y., HAMANAKA H. (1986)
The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in
orthodontics.
Am. J. Orthod. 90: 1-10
- [5] TRAUTZENBERGER P., STÖCKEL D. (1986)
Anwendung von Formgedächtnis-Legierungen in der Technik.
ZwF 81: 12
- [6] MIURA F., MOGI M., OHURA Y. (1988)
The superelastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics, Part III,
studies on the Japanese NiTi alloy coil Springs.
Am. J. Orthod. 94: 89-96

- [7] MIURA F., MOGI M., OHURA Y. (1988)
Japanese NiTi alloy wire: Use of the direct electric resistance heat treatment method.
Eur. J. Orthod. 10: 187-191
- [8] BANTLEON H. P., DROSCHL H., PFEIFFER K. P. (1989)
Neue Drähte und deren Kraftabgabekonsequenzen für die kieferorthopädische Therapie.
Fortschr. Kieferorthop. 50: 243-255
- [9] NEWSELY H. (1989)
Die Bedeutung von Werkstoffauswahl und konstruktiver Anwendung für die Wirksamkeit kieferorthopädischer Geräte.
Fortschr. Kieferorthop. 50: 99-108
- [10] GROß A. (1990)
Superelastische Drahtlegierungen und ihre Einsatzmöglichkeiten in der Kieferorthopädie.
Kieferorthop. Mitteil. 2: 47-65
- [11] MIURA F., MOGI M., OKAMOTO Y. (1990)
New application of superelastic NiTi - rectangularwire.
JCO 24: 544-548
- [12] SANDER F. G. (1990)
Festigkeit und Elastizität kieferorthopädischer Drähte unter Berücksichtigung der superelastischen Materialien.
Informationen 4: 489-500

- [13] SANDER F. G. (1990)
Eigenschaften superelastischer Drähte und deren Beeinflussung.
Informationen 4: 501-514
- [14] DRESCHER D. (1991)
Pseudoelastische NiTi-Legierungen in der Kieferorthopädie.
Habilitationsschrift, Bonn
- [15] GROß A. (1991)
Zug- und Druckfedern aus superelastischen Legierungen.
Kieferorthop. Mitteil. 3: 27-33
- [16] DRESCHER D., BOURAUDEL CH. , THIER M. (1992)
Eine pseudoelastische NiTi-Aufrichtefeder für Molaren- Entwurf,
biomechanische Prüfung und klinische Anwendung.
Fortschr. Kieferorthop. 53: 286-296
- [17] SCHUMACHER H.A., BOURAUDEL CH. , DRESCHER D. (1992)
Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer
Nivellierungsbögen, eine dynamische Analyse der Kraftsysteme.
Fortschr. Kieferorthop. 53: 273-285
- [18] SEGNER D., IBE D. (1995)
Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment.
Europ. J. Orthodont. 17: 395-402

- [19] ØDEGAARD J., MELING E., HOLTE K., SEGNER D. (1995)
An Evaluation of the Formulas for Bending with Respect to their Use in
Estimating Force Levels in Orthodontic Appliances
A theoretical and in vitro study
Kieferorthop. Mitteil. 9: 73-88
- [20] BORBELY P. (1993)
Vergleich der Meßgenauigkeit von 4 verschiedenen Methoden zur
Vermessung kieferorthopädischer Modelle.
Dissertation, Universität Hamburg
- [22] MELING T., ØDEGAARD J., HOLTHE K., MELING EO, SEGNER D. (1998)
A formula for the displacement of an arch wire when subjected to a second-
order couple.
Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop. 113(6): 623-40

VII. CURRICULUM VITAE

Name: Elahi
Vorname: Mahdi
Geboren: am 12.09.58 in Arak / Iran
Mutter: Effat Faraji
Vater: Dr. Nourollah Elahi
Staatsangehörigkeit: iranisch
Familienstand: verheiratet
Beruf: Kieferorthopäde

Ausbildung

Oktober 64 bis Juni 77 Schulausbildung mit Abschluß Abitur in Arak / Iran
Oktober 77 bis Oktober 83 Studium in Fach Laboratoriumsmedizin an der
Universität Isfahan / Iran
Oktober 84 bis März 85 Sprachkurs in Marburg /Lahn
April 85 bis März 86 Studienkolleg in Hamburg
Oktober 86 bis Aug. 93 Zahnmedizinstudium an der Universität Hamburg

Berufserfahrung

18.10.93 bis 30.12.93 Assistenz- Zahnarzt in freier Praxis in Hamburg
07.01.93 bis 31.07.95 Wissenschaftlicher Mitarbeiter an dem
Universitäts- Krankenhaus- Eppendorf
Klinik für Zahn Mund und Kieferkrankheiten
Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
01. 08. 95 bis 06.01.99 Wissenschaftlicher Mitarbeiter und
Weiterbildungsassistent an dem
Universitäts- Krankenhaus- Eppendorf
Klinik für Zahn Mund und Kieferkrankheiten
Abteilung für Kieferorthopädie
07.01.99 bis 31.06.99 Arbeitslos
01.06.99 bis 30.09.99 Angestellter Zahnarzt in einer KFO-Praxis in Ulm
Seit 01.10.99 Eigener KFO-Praxis in Ulm

VIII. DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich herzlich bei allen bedanken, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben, insbesondere:

Herrn Prof. Dr. D. Segner für die Überlassung dieses interessanten Themas und die geduldige Beratung während der Durchführung der Untersuchung.

Frau Dr. P. Schmager und Frau Noushin Djalili für die freundliche Deutschkorrektur des Textes.

Frau N. Jawdat für die Unterstützung bei der mathematischen Auswertung der Daten, die zur Erstellung des Diagramms IV-1 notwendig waren.

Ferner möchte ich mich bei meiner tapferen Mutter, Frau Effat Faraji, bedanken. Sie hat durch ihr großes seelisches Opfer mir eine bessere Zukunft ermöglicht.

Und Herrn Dr. Tabib-Elahi möchte ich hier für seine Unterstützung bei meiner Einreise nach Deutschland und während meines Studiums Dank sagen.

IX. ERKLÄRUNG

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens) Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.