

Aus der Abteilung für Kieferorthopädie der
Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Universitäts-Klinikums Hamburg-Eppendorf
Direktorin Prof. Dr. B. Kahl-Nieke

**Vergleich superelastischer kieferorthopädischer
Nivellierungsbögen in Relation zur Bracketbreite**

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Thomas Winkel

aus Hamburg.

Hamburg, 2000

Angenommen von dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 13.03.2001

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

Inhalt

<u>1. Einleitung</u>	4
1.1. Materialtechnische Grundlagen	
1.1.1 Entdeckung und Entwicklung der Formgedächtnis- legierungen	7
1.1.2. Eigenschaften und Phänomenologie der Formgedächtnislegierungen	9
1.1.2.A. Kristallstruktur und Legierungseigenschaften	9
1.1.3. Formgedächtniseffekt	14
1.1.3.A. Einwegeffekt	15
1.1.3.B. Zweiwegeffekt	16
1.1.3.C. All-Round-Effekt	17
1.1.4. Superelastizität	18
1.2. Orthodontische Kräfte und Gewebereaktion	21
1.3. Literaturübersicht von Untersuchungen mit ähnlicher Themenstellung	24
1.4. Fragestellung der vorliegenden Arbeit	27
<u>2. Material und Methode</u>	28
<u>3. Ergebnisse</u>	33
<u>4. Diskussion</u>	49

<u>5.</u>	<u>Zusammenfassung</u>	
5.1.	Deutsch	55
5.2.	Englisch	55
<u>6.</u>	<u>Literaturverzeichnis</u>	56

An dieser Stelle möchte ich insbesondere meinen lieben Eltern Hanna und Günter für Ihre Geduld und Ihr schier unerschöpfliches Vertrauen in mich danken. Ebenso sei meiner lieben Freundin Britta hiermit für Ihre tatkräftige Unterstützung gedankt.

1. Einleitung

Die Kieferorthopädie ist die „Lehre von der Erkennung, Verhütung und Behandlung von Dysgnathien“ [53]. Alle Abweichungen die sich im Verlauf einer unregelmäßigen Entwicklung des Kauorgans ergeben, insbesondere die Korrektur von Zahnfehlstellungen mit Hilfe kieferorthopädischer Geräte, muß das Ziel haben, einen anatomisch und funktionell möglichst fehlerfreien Zustand des Gebisses herzustellen.

Die größte Zahl der Kieferorthopädischen Geräte nutzt die Zähne zur Verankerung ihrer Kraftsysteme und wirkt so auf den Zahnhalteapparat [69].

Die Voraussetzung einer kieferorthopädischen Zahnbewegung ist die Fähigkeit des Zahnhalteapparates, auf kieferorthopädische Kräfte mit Gewebe- und Knochenumbauvorgängen zu reagieren [47]. Die Einleitung mechanischer Energie in den dentoalveolären Komplex muß in definierter und kontrollierbarer Weise erfolgen, um iatrogene Schädigungen des Gewebes zu vermeiden und ein möglichst optimales Behandlungsergebnis zu erzielen [69]. Hierfür müssen diese Kraftsysteme einige biomechanische Kriterien erfüllen [17]:

- an die Behandlungsaufgabe angepaßte Kräfte
- Konstanz des Kraftsystems während der Bewegung
- geringe Nebenwirkungen
- Fehlertoleranz

Die mechanische Analyse kieferorthopädischer Geräte kann helfen, dem Praktiker, entsprechend den vorgenannten Kriterien, Daten und Informationen an die Hand zu geben, um die Behandlungsgeräte im Rahmen der Behandlung materialgerecht und vor allen Dingen patientengerecht einzusetzen. Die Fortschritte bei der Entwicklung neuer Legierungen für kieferorthopädische Drähte erlauben es dem Kieferorthopäden heute, aus einer Vielzahl von angebotenen Bögen unterschiedlicher Eigenschaften, den für die jeweilige Aufgabe geeigneten auszuwählen.

Dies gilt in besonderem Maße für Nickel-Titan-Legierungen und die Übertragung ihrer ungewöhnlichen mechanischen Eigenschaften auf orthodontische Behandlungselemente, die nur mit Hilfe von experimentellen Untersuchungen gelingt.

Bei der Vielfalt der Materialien und Firmennamen besteht häufig genug bei den Behandlern die Frage, zu welchen Materialien er greifen sollte. Andreasen und Hillemann [1], Burstone [17], Schmuth und Vardimon [53] und Thurow [69] geben

Hinweise über Drahteigenschaften und die Anforderungen, die die Kieferorthopädie an derartige Materialien stellt.

All diese Anforderungen lassen sich nur durch den Einsatz geeigneter Materialien erfüllen. Aufgrund ihrer Fähigkeit, mechanische Energie in Form elastischer Deformation speichern zu können, waren in der Kieferorthopädie seit jeher die metallischen Werkstoffe dazu prädestiniert, als Ausgangsmaterial für die aktiven Bestandteile kieferorthopädischer Geräte zu dienen [42]. Dies gilt gleichermaßen für herausnehmbare wie für festsitzende Apparaturen. So ist die geschichtliche Entwicklung orthodontischer Behandlungstechniken in hohem Maße geprägt durch die jeweils verfügbare Legierung und ihre Elastizitätseigenschaften. Nach der Verwendung von Gold-Platin-Drähten in der Frühzeit der Kieferorthopädie, führte Angle bereits 1897 Nickel-Silber-Drähte ein. Einen großen Fortschritt bedeutete die Verwendung rostfreien Edelstahls, der durch Hauptmeyer [26] im Jahre 1919 Eingang in die Zahnheilkunde fand und in weiterentwickelter Form nach wie vor die bedeutendste Legierung in der Kieferorthopädie darstellt.

Auf der Suche nach Legierungen mit größerem Arbeitsbereich, also mit höherem Speichervermögen für mechanische Energie und kleinerem Elastizitätsmodul kamen in den frühen siebziger und achtziger Jahren Legierungen auf Titan-Basis hinzu, wobei sich hier vor allem die von Burstone und Goldberg [13] vorgestellte Titan-Molybdän-Legierung (TMA) und die von Andreasen und Hillemann [1] in die kieferorthopädische Therapie eingeführte Nickel-Titan-Legierung, Nitinol, durchgesetzt haben. Unter den sogenannte „Memorylegierungen“, „Form-Gedächtnis-Legierungen“ oder die mit dem Begriff „Superelastizität“ bezeichneten Drähte, stellen die NiTi-Drähte sicherlich eine Sonderrolle in der Zahnheilkunde dar.

Neben dem Formgedächtniseffekt, dessen Nutzbarmachung in diesem Fachgebiet bislang wenig Erfolg beschieden war, ist hier besonders das Phänomen der Superelastizität oder Pseudoelastizität zu nennen. Vereinfacht gesagt bedeutet Pseudoelastizität, daß ein Draht nahezu unabhängig vom Verformungsgrad eine nahezu konstante Kraft abzugeben vermag.

Seit Anfang der 60er Jahre, als Nickel-Titanlegierungen entwickelt wurden, sie bestanden zu 55% aus Nickel und zu 45% aus Titan, sind die pseudoelastischen Eigenschaften durch die Erkennung der martensitischen Transformation als Ursache für den „shape memory effect“ durch Buehler et al [12] bekannt. Erst Miura et al [36]

gelang es im Jahre 1986 die Vorteile dieses Phänomens für die kieferorthopädische Therapie deutlich zu machen, indem sie gleichzeitig eine neue, „Japanese NiTi“ genannte Legierung mit besonders ausgeprägten pseudoelastischen Eigenschaften vorstellte.

Das Studium der modernen Fachliteratur ermöglicht dem Kieferorthopäden, die beim Einsatz eines Nivellierungsbogens erzeugten Kräfte zu beurteilen und befreit ihn mehr und mehr von der nur auf klinischer Erfahrung beruhenden groben Einschätzung der Kräfte. Eine große Zahl von Arbeiten zeigt den Einfluß der Parameter Draht-Dimension, Draht-Länge, Draht-Querschnitt und vor allem der Legierungseigenschaften auf.

Nickel-Titan-Drähte sind heutzutage in umfangreichem klinischem Gebrauch. Weitreichende Untersuchungen dieser Drähte, sowohl biomechanischer als auch materialkundlicher Art, haben dem Kieferorthopäden einen breiten Horizont für deren Einsatzmöglichkeiten eröffnet.

In dieser Arbeit werden zwei gängige pseudoelastische Bogenmaterialien, die in ihrer Anwendung mit den jeweils zum Einsatz gebrachten Brackets zu sehen sind, untersucht, um dem Anwender durch entsprechende Kennlinien einen Überblick über Höhe und Verlauf der wirkenden Kräfte zu verschaffen.

Aufgrund der Vielzahl der bis heute vorliegenden Untersuchungen, über die es unter anderem sehr schwer ist, sich einen zusammenhängenden Überblick über die klinischen Eigenschaften von pseudoelastischen Drahtmaterialien zu verschaffen, ist es immer wieder von neuem erforderlich, neu hinzustoßende Materialien auf ihre Anwendbarkeit in verschiedenen klinischen Situationen zu überprüfen. Herstellerangaben über die jeweiligen Legierungszusammensetzungen sowie über elastische und thermomechanische Eigenschaften, wenn sie überhaupt zur Verfügung stehen, können dem Kieferorthopäden leider nicht die Erkenntnisse liefern, als direkt dem klinischen Gebrauch angelehnte Versuchsreihen.

1.1. Materialtechnische Grundlagen

1.1.1. Entdeckung und Entwicklung der Formgedächtnislegierungen

Bereits 1932 wurden „ungewöhnliche Veränderungen“ im Kristallgitter einer Gold-Kadmium-Legierung bei der Abkühlung beobachtet, die mit einer Änderung der äußeren Form einhergingen [58]. Erst 1951 wurde dieses Phänomen als Ergebnis einer martensitischen Umwandlung im System Au-Cd durch Chang et Read [19] erkannt. Es wurde festgestellt, daß ein mechanisch verformter Gegenstand, der sich in der kubischen Phase befindet, eine bleibende Biegung behalten kann, wenn dieser im verformten Zustand durch den Umwandlungsbereich abgekühlt wurde. Durch Erwärmung verschwand diese Verformung wieder und die Probe wurde in die kubische Phase zurückverwandelt. Damit war das Formgedächtnis in Metallen als Ergebnis der martensitischen Umwandlung entdeckt.

Der Shape-Memory-Effekt wurde 1938 in Messing-Legierungen (β -Cu-Zink) beobachtet, bei denen durch Variationen der Temperatur Formveränderungen ausgelöst werden konnten [51]. Diese Beobachtungen erregten jedoch wenig aufsehen, so daß sie zunächst in Vergessenheit gerieten.

Erst Buehler et al. entdeckten 1963 den Formgedächtniseffekt an einer Nickel-Titan Legierung mit 50 Atom-%, bzw. 55 Gewichts-% Nickel und deuteten den beobachteten Effekt als Resultat der martensitischen Transformation [12]. Da diese Beobachtungen im Jahre 1953 durch Techniker der US-Marine bei Schweißarbeiten an einem U-Boot aus einer Nickel-Titan-Legierung gemacht wurden erhielt diese später von Buehler vorgestellte Legierung den Namen Nitinol (**N**ickel **T**itan **N**aval **O**rdonance **L**aboratory). Seither werden alle NiTi-Legierungen mit einem Nickelgehalt von ungefähr 55 Gewichts-% bzw. 50 Atom-% als Nitinol bezeichnet [8,62].

Die Legierungen mit Formgedächtnis (Shape Memory) folgten aus werkstoffwissenschaftlichen Forschungen. Diese bemerkenswerten Effekte wurden zunächst an eigentlich schon bekannten Legierungen (β -CuZn, 1956) beobachtet und später mit neuen, intermetallischen Verbindungen gleicher Kristallstruktur (β -NiTi, 1968) verbessert.

Es sind seither viele Legierungen mit Formgedächtnis beschrieben worden. Neben

einigen mehr exotischen Legierungen (wie AuCd, InTi etc.) weisen Nickel-Titan-Legierungen und einige Legierungen auf Kupferbasis den Shape-Memory-Effekt auf, wobei heute nur die beiden letztgenannten von technischer Bedeutung sind. Die folgende Tabelle soll eine Auswahl zeigen.

Legierung	Zusammensetzung in Atom-% (at.%), bzw. Gewichts-% (wt.%)		Umwandlungsinter- vall in °C		
Ag-Cd	44/49	at.% Cd	-190	bis	-50
Au-Cd	46,5/50	at.% Cd	30	bis	100
Cu-Al-Ni	14/14,5	wt.% Al	-140	bis	100
	3/4,5	wt.% Ni			
Cu-Sn	15	at.% Sn	-120	bis	30
Cu-Zn	38,5/41,5	wt.% Zn	-180	bis	-10
Cu-Zn-X	einige wt.% von X		-180	bis	200
	(X=Si, Sn, Al)				
In-Ti	18/23	at.% Ti	60	bis	100
Ni-Al	36/38	at.% Al	-180	bis	100
Ni-Ti	49/51	at.% Ni	-50	bis	110
Fe-Pt	25	at.% Pt	≈-130		
Mn-Cu	5/35	at.% Cu	-250	bis	180
Fe-Mn-Si	32	wt.% Mn,	-200	bis	150
	6	wt.% Si			

Tabelle 1, Legierungen mit Formgedächtnis [nach 29]

NiTi-Legierungen zeigen den Memory-Effekt in stärkster Ausprägung und eignen sich wegen ihrer guten Korrosionsbeständigkeit und biologischen Verträglichkeit besonders gut für medizinische Anwendungen [9,10,18,20,65,66]

In der Drahtbogentechnik beschrieben mehrere Autoren die Verwendung von Nickel-Titan-Legierungen [4,5,13,16].

1.1.2. Eigenschaften und Phänomenologie der Formgedächtnislegierungen

Formgedächtnislegierungen besitzen zwei Eigenschaften, die man in dieser Form bei keiner anderen Werkstoffgruppe vorfindet:

1. Formgedächtniseffekt (Einwegeffekt, Zweiwegeffekt)
2. Superelastizität (Pseudoelastizität)

Beide Eigenschaften beruhen aufeinander und beruhen auf temperatur- und spannungsabhängigen Umwandlungen des Kristallgitters.

1.1.2.A. Kristallstruktur und Legierungseigenschaften

Wie Stähle liegen Formgedächtnislegierungen in Abhängigkeit von Temperatur und äußerer mechanischer Spannung in zwei Kristallstrukturen vor:

- Martensit (α - oder Tieftemperaturphase)
- Austenit (β - oder Hochtemperaturphase) [30,51,58,59,62]

Die Kristallstruktur der meisten Metalle und Legierungen folgt dem einfachen Prinzip der dichtesten Kugelpackung in Kristallebenen von sechseckiger (hexagonaler) Symmetrie. Diese Ebenen können in verschiedener Folge gestapelt werden, so daß verschiedene Kristallstrukturen entstehen.

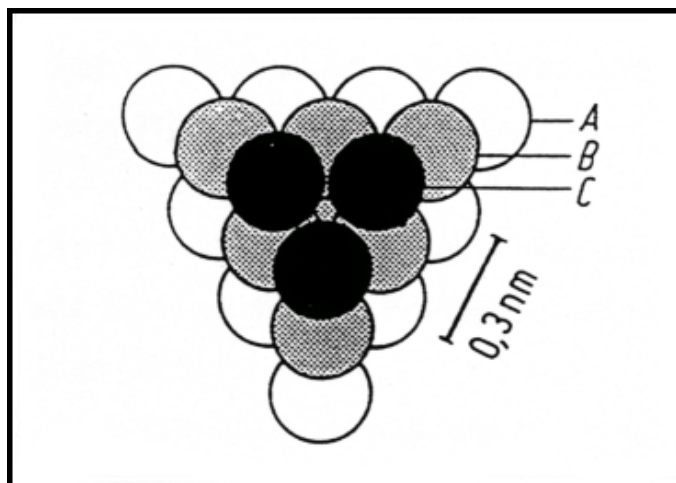


Abbildung 1, Darstellung eines kubisch flächenzentrierten Kristalls [58]

Kubische Systeme sind bei Metallen und auch bei Formgedächtnislegierungen am häufigsten.

Im kubischen Koordinatensystem sind die einzelnen Elementarzellen wie in Abb. 2 aufgebaut. Sie stellen die wichtigsten Kristallstrukturen dar.

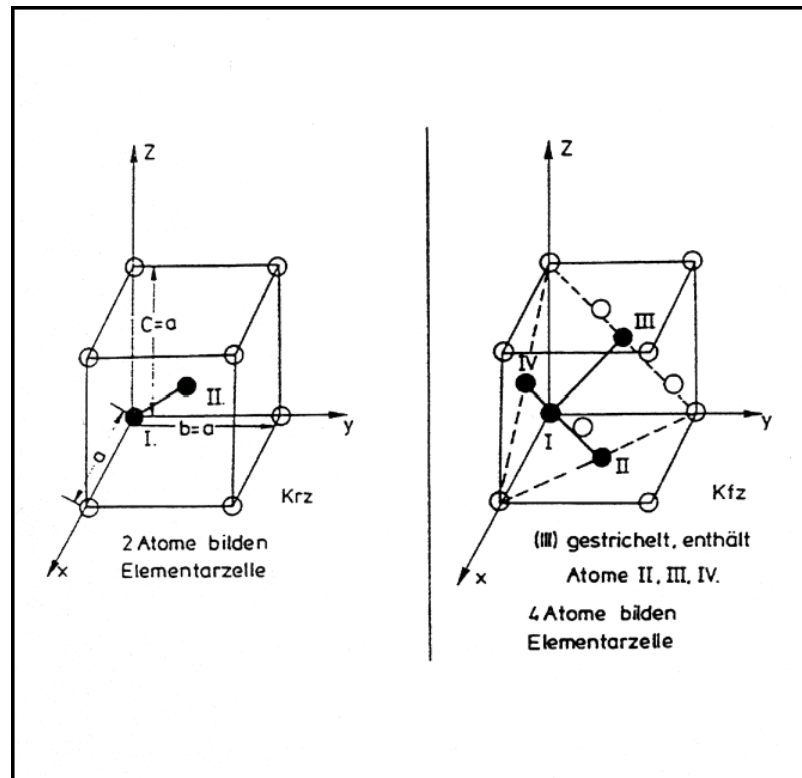


Abbildung 2, Elementarzellen des kubisch raumzentrierten (krz) und flächenzentrierten (kfz) Gitters. Das krz-Gitter wird in CuZn- und NiTi- als β , das kfz-Gitter in Fe-Legierungen als γ bezeichnet. Als Hochtemperaturphase werden beide „Austenit“ genannt [nach 31].

Die Kristallstruktur des Austenits ist nicht bei allen Memorymetallen gleich. Geordnete kubisch-raumzentrierte Systeme sind bei Formgedächtnislegierungen am häufigsten, so auch bei Nickel-Titan [30,51].

Acht Atome bilden die Eckpunkte eines Würfels, ein neuntes Atom befindet sich im Zentrum. Dieser Aufbau ist für die hohe Festigkeit der Legierung in der Austenitphase verantwortlich [58].

Die Kristallstruktur des Martensits entsteht durch Scherung des Austenitgitters bei Abkühlung oder - innerhalb eines bestimmten Temperaturintervalls - durch anlegen einer mechanischen Spannung. NiTi liegt im Austenit als kubisch-raumzentriertes (krz)

Gitter vor. Beim Übergang in den Martensit entsteht ein hexagonal-dichtest-gepacktes (hdp) Gitter (Abb. 3). Dieser Übergang ist eine thermoelastische Umwandlung, die sog. martensitische Transformation.

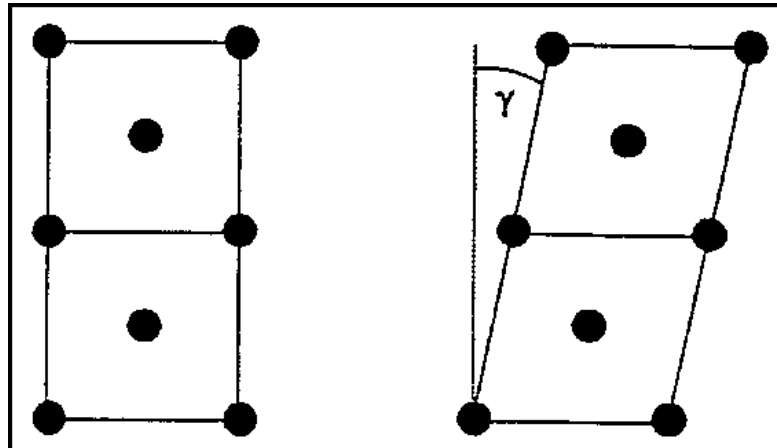


Abbildung 3, Scherung der kubisch flächenzentrierten α -Phase in die hexagonal-dichteste Packung des Martensits, β -Phase [nach 31]

Die Reversibilität der martensitischen Transformation ist bei den Formgedächtnislegierungen dadurch bedingt, daß sich der Martensit in Form von Domänen bildet. Es entstehen unterschiedlich orientierte Martensitplatten, die sich z.B. als Zwillinge so zu Gruppen zusammenschließen, daß möglichst geringe innere Verzerrungen und äußere Spannungen innerhalb des Umwandlungsgebietes auftreten. Es können also keine irreversiblen plastischen Verformungen durch Versetzungsbewegungen entstehen. Die Verzerrungen, die beim Wachsen der Martensitplatten entstehen, werden durch Akkomodation der Platten innerhalb einer Gruppe weitgehend abgebaut [58]. Da diese Verformungen unter bestimmten Umständen (s.u.) wieder rückgängig gemacht werden können, handelt es sich daher um eine nur scheinbar bleibende Deformation (Pseudoelastizität) [30,31,62].

Die Umwandlung Austenit/Martensit und die Rückumwandlung Martensit/Austenit finden bei unterschiedlichen Temperaturen statt, d.h. es wird eine Hysterese durchlaufen. In Abb. 4 ist der Anteil an Austenit in einer Probe als Funktion der Temperatur schematisch aufgetragen. Die die Umwandlung kennzeichnenden

Temperaturen sind Start bzw. Ende der Austenit (A_s , A_f) und der Martensit-Bildung (M_s , M_f). Oberhalb der kritischen Temperatur M_d (Martensit deformation) ist es nicht

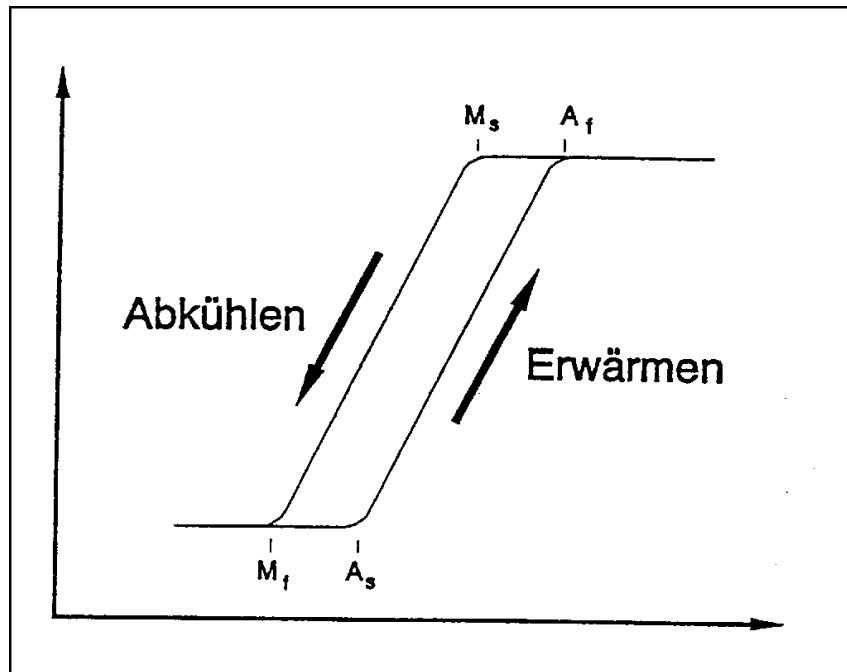


Abbildung 4, Hysterese bei der martensitischen Transformation und Definition der Umwandlungstemperaturen [nach 62]

mehr möglich, durch Anlegen einer äußeren Spannung die Bildung von Martensit zu induzieren [30].

Die charakteristischen Unterschiede im mechanischen Verhalten von Austenit und Martensit sind in Abb. 5 dargestellt. Unterhalb der kritischen Temperatur M_d zeigt der Austenit ein linear-elastisches Verhalten, oberhalb der kritischen Temperatur M_d (die größer als A_f ist) liegt eine Formgedächtnislegierung vollständig im Austenit vor und verhält sich wie eine konventionelle Legierung. Nach Erreichen der Streckgrenze wird das Werkstück plastisch deformiert, es kommt unter Bildung und Bewegung von Versetzungen zum Gleiten. Im Spannungs-/Dehnungs-Diagramm ist dies durch Abknicken des linear elastischen Bereichs zu erkennen. Die entstandene Verformung ist irreversibel.

Das Verformungsverhalten des Martensits hingegen ist durch das sogenannte Martensitplateau, an dem eine starke pseudoelastische Verformung (bis max. 10%) [60] bei sehr geringer Verfestigung auftritt, gekennzeichnet. Unterhalb von M_f ist die

Legierung vollständig martensitisch. Es haben sich Martensit-Zwillinge unterschiedlicher Orientierung gebildet, deren Grenzflächen leicht gegeneinander verschoben werden können [58]. Das Verschieben dieser Zwillingsgrenzen (Entzwillingen) ist mit wesentlich geringeren Spannungen möglich, als sie für die Bildung und Bewegung von Versetzungen nötig sind. Diese pseudoelastische Verformung ist reversibel. Bei weiterer Belastung schließt sich an das Martensitplateau ein linear elastischer Bereich an. Anschließend erfolgt bei Erreichen der Streckgrenze die konventionelle Verformung aufgrund von Versetzungsbewegungen [39].

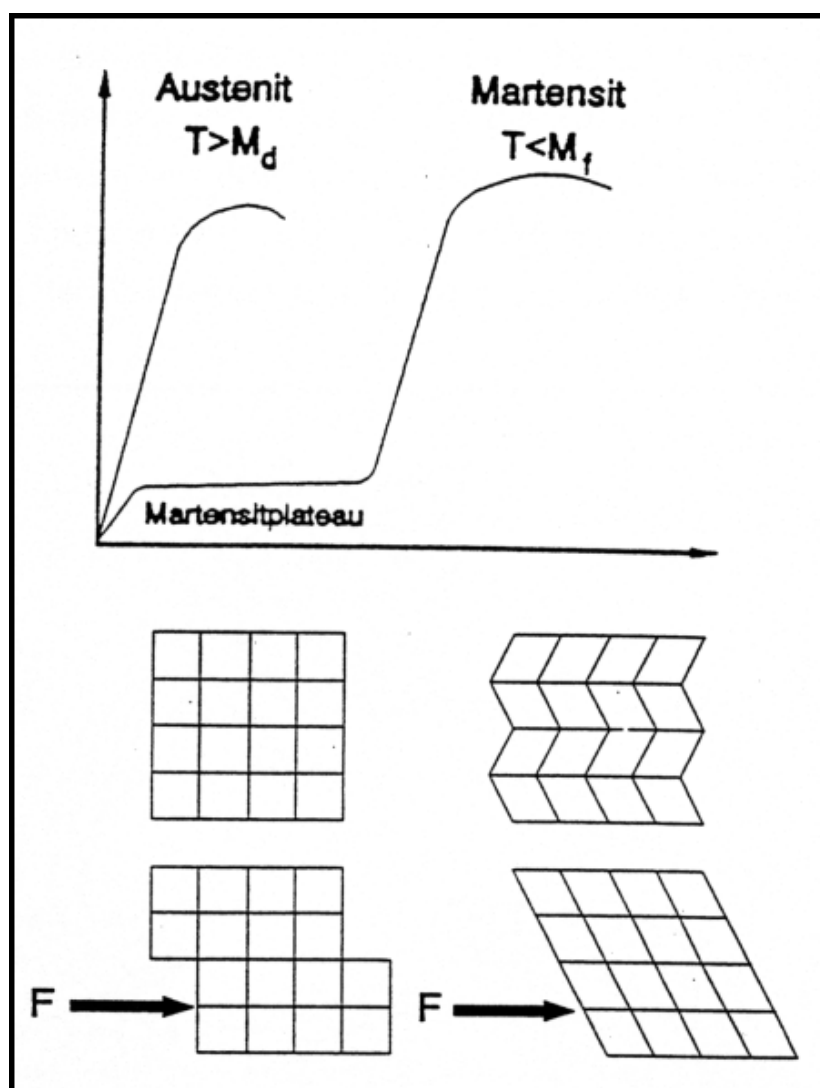


Abbildung 5, Spannungs-/Dehnungs-Diagramm und schematische Darstellung des plastischen Deformationsverhaltens von Austenit und Martensit [nach 58]

1.1.3. Formgedächtniseffekt

Als Gedächtnis- oder Memoryeffekt bezeichnet man die Fähigkeit eines Werkstoffes nach plastischer Verformung und anschließender Erwärmung die ursprüngliche Form wieder zurückzugewinnen [58]. Die kristallographische Grundlage des Memoryeffektes zeigt Abb. 6 in stark vereinfachter Form. Die kubisch raumzentrierte Hochtemperaturphase (Austenit) (a) wandelt sich bei Abkühlung in eine Struktur von Martensitzwillingen (b) um. Diese Umwandlung erfolgt durch Scherbewegungen und ist nicht mit einer Formänderung verbunden. Der Martensit ist durch Verschieben hochbeweglicher Grenzflächen bis zu 8% (für NiTi) leicht verformbar. Es handelt sich um die hexagonal dichteste Packung (hdp) [30]. Diese Verformung ist bleibend solange das Material auf tiefer Temperatur bleibt (unterhalb der Umwandlungstemperatur) (c). Wird der verformte Martensit jedoch wieder erwärmt, stellt sich bei Überschreiten der Umwandlungstemperatur die ursprünglich Kristallorientierung der Hochtemperaturphase (a) und damit der ursprünglichen Form wieder ein.

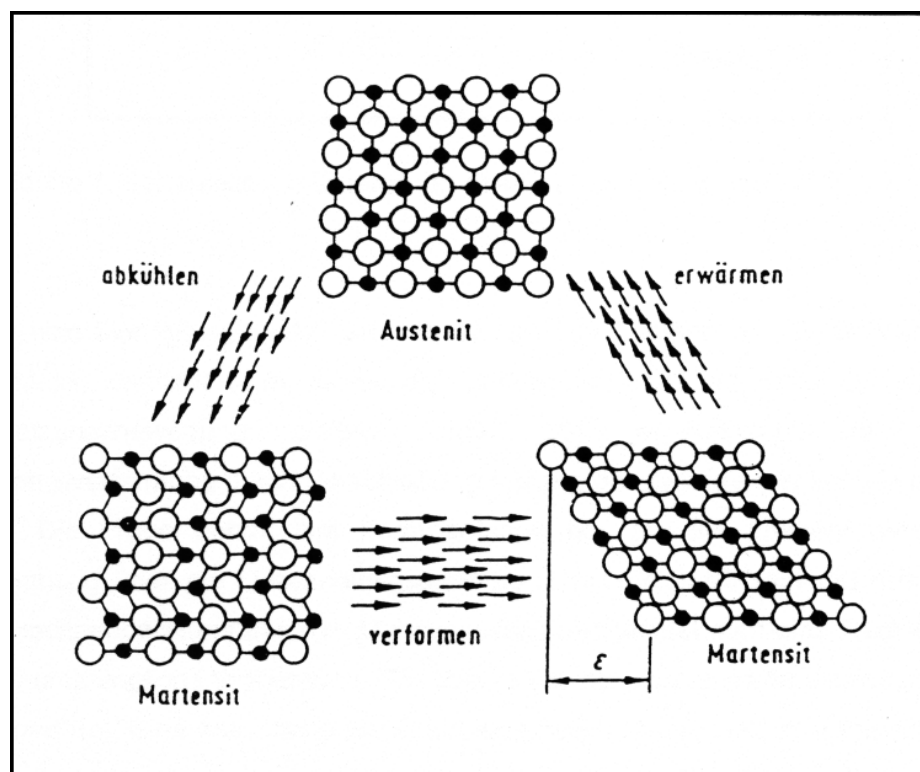


Abbildung 6, Schematische Darstellung des Formgedächtniseffektes [nach 58]

Drei Formen des Memoryeffektes können unterschieden werden:

1. Einwegeffekt
2. Zweiwegeffekt
3. All-Round-Effekt

1.1.3.A. Einwegeffekt

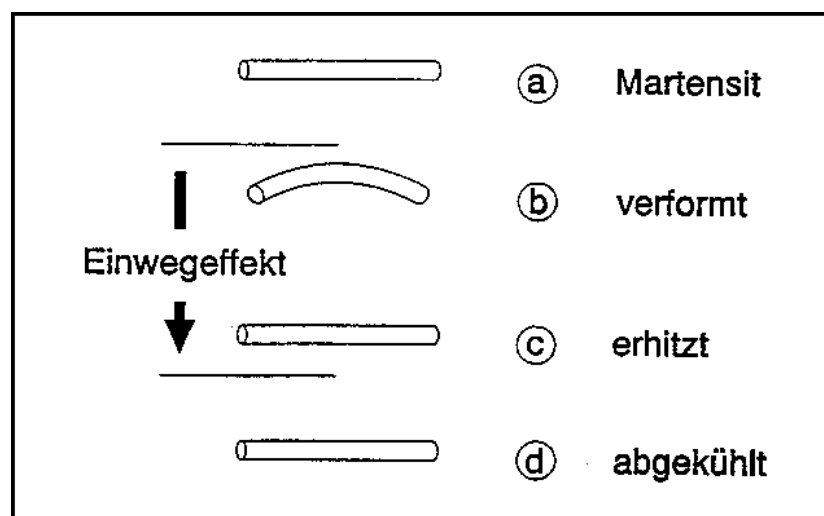


Abbildung 7, Schematische Darstellung des Einwegeffektes [nach 63]

Wird eine Memorylegierung verformt, die sich im Zustand der Tieftemperaturphase (Martensit) befindet (a,b), wobei der Verformungsgrad unterhalb der irreversiblen Versetzungsbewegung bleiben muß [63], so findet eine reversible Martensitverformung durch Verschiebung entlang der Zwillingsgrenzen (Entzwillingen) statt. Die Probe behält Ihre Form solange bei, bis Sie erwärmt wird. Bei der Erwärmung über die Umwandlungstemperatur hinaus, stellt sich die Kristallstruktur der Hochtemperaturphase ein. Makroskopisch beobachtet man eine Rückverformung in die ursprüngliche Probenform. Das Werkstück hat sich an seine ursprüngliche Form „erinnert“ (c). Eine anschließende Abkühlung bewirkt keine weitere Formveränderung, daher spricht man hier vom sogenannten Einwegeffekt (d), (vgl. Abb. 7).

1.1.3.B. Zweiwegeeffekt

Für den Zweiwegeeffekt wird eine Probe in der Tieftemperaturphase (Martensit) so stark verformt, so daß nicht nur reversible Martensitverformungen, sondern auch irreversible Versetzungsstrukturen auftreten (a,b). Wird die Probe erwärmt, so wird der reversibel verformte Anteil, wie beim Einwegeeffekt, rückgängig gemacht, d.h. eine Formänderung in Richtung Ursprungsform ist zu beobachten, die jedoch nicht vollständig erreicht wird (c). Kühlt man die Probe ab, bilden sich unter dem Einfluß von Versetzungsspannungen energetisch bevorzugte Martensitvarianten, die die Entstehung der Tieftemperaturform bewirken (d). Erneutes Erwärmen und Abkühlen

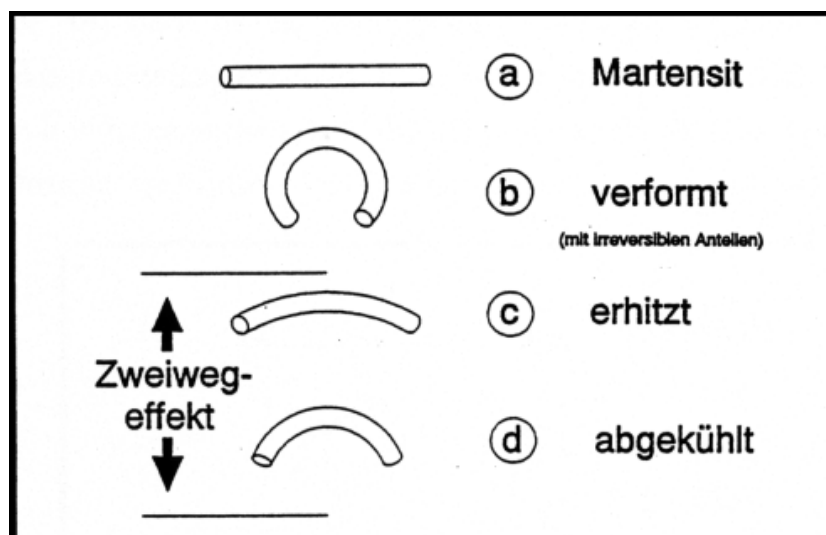


Abbildung 8, Schematische Darstellung des Zweiwegeeffektes [63]

verursacht einen Formwechsel zwischen Tief- und Hochtemperaturform (c,d). Die Tatsache, daß sich ein Werkstück an zwei temperaturabhängige Formen „erinnern“ kann, wird als Zweiwegeeffekt bezeichnet [62,63].

Der Zweiwegeeffekt kann auch durch Anwendung des sogenannten „Zweiweg-Formgedächtnistrainings“ verstärkt werden. Hierbei wird der Werkstoff im martensitischen Zustand verformt und anschließend erwärmt. Die mehrfache Wiederholung bewirkt die Stabilisierung bevorzugter Martensitvarianten. Das Werkstück wird zur Niedertemperaturform zurückverformt (Shape Memory Effekt Training) [24,63] oder der Werkstoff wird einer mehrfachen Verformung im

Hochtemperaturzustand unterworfen, wobei jeweils spannungsinduzierter Martensit mit bevorzugten Orientierungen entsteht. Nach einer gewissen Anzahl von Wiederholungen haben sich diese Orientierungen soweit stabilisiert, daß schließlich beim Abkühlen eine bestimmte Niedertemperaturform entsteht (Stress Induced Martensite Training) [63].

1.1.3.C. All-Round-Effekt

Beim All-Round-Effekt handelt es sich um eine besondere Form des Zweiwegeeffektes [30,58,63], bei dem es zu sehr großen Formänderungen zwischen Hoch- und Niedertemperaturphase kommt. Der All-Round-Effekt, wie in Abb. 9 dargestellt wurde bis jetzt nur in nickelreichen NiTi-Legierung mit einem Nickelgehalt von mehr als 50,5 Atom – Prozent gefunden. In diesen Legierungen entstehen durch thermische

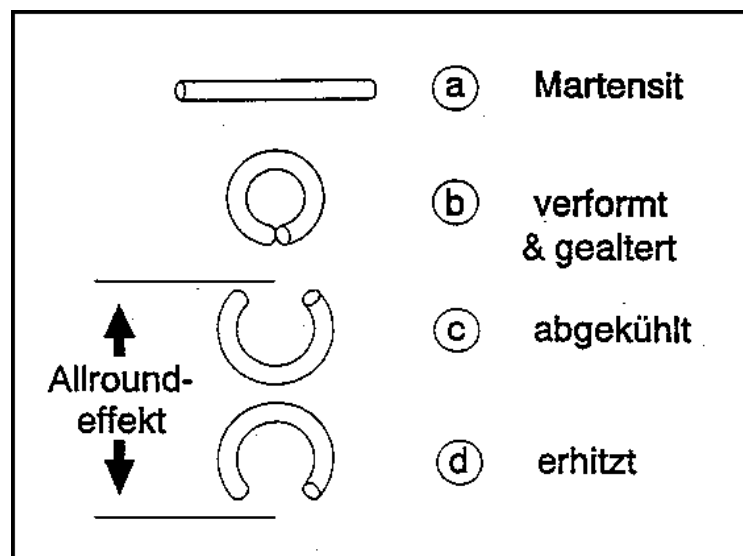


Abbildung 9, Schematische Darstellung des All-Round-Effektes [nach 63]

Alterung bei einer Temperatur von 400-500°C Ausscheidungsteilchen, in deren Nähe es zu Spannungsfeldern kommt. Diese Spannungsfelder begünstigen beim Abkühlen die Entstehung bevorzugter Martensitvarianten. Hierdurch wird ein besonders ausgeprägter Zweiwegeeffekt induziert. Die Durchführung dieser Temperaturzyklen bewirkt eine völlige Formumkehr (All-Round-Effekt).

1.1.4. Superelastizität (Pseudoelastizität)

Wie auch der Formgedächtniseffekt beruht die Eigenschaft der Superelastizität auf der martensitischen Transformation. Eine Formgedächtnislegierung liegt in der Phase vor, die bei einer gegebenen Temperatur die höhere Stabilität aufweist. Bei einer Temperatur T , die etwas oberhalb von A_f liegt (vgl. Abb. 4) kommt es zum superelastischen Verhalten, daß für Anwendungen in der Kieferorthopädie von Bedeutung ist [7]. Dies wies Miyazaki et al 1982 für Nickel-Titan-Legierungen nach [40]. Wird eine Untersuchungstemperatur knapp über die A_f -Temperatur einer Legierung gesetzt befindet sich der Werkstoff zunächst vollständig im Austenit. Das Verhalten einer Legierung im Zugversuch zeigt das Spannungs-/Dehnungs-Diagramm in Abb. 10. Wie beim Einwegeffekt tritt bei Belastung eine starke Verformung auf. Die Belastung zeigt anfänglich eine lineare Abhängigkeit zwischen Spannung und Dehnung, bis der Punkt (A) erreicht wird. Jetzt wirkt eine kritische Spannung, die eine Umwandlung des Austenits zum Martensit bewirkt. Diese Umwandlung ist spannungsinduziert. Es herrscht ein dynamisches Gleichgewicht zwischen α - und β -

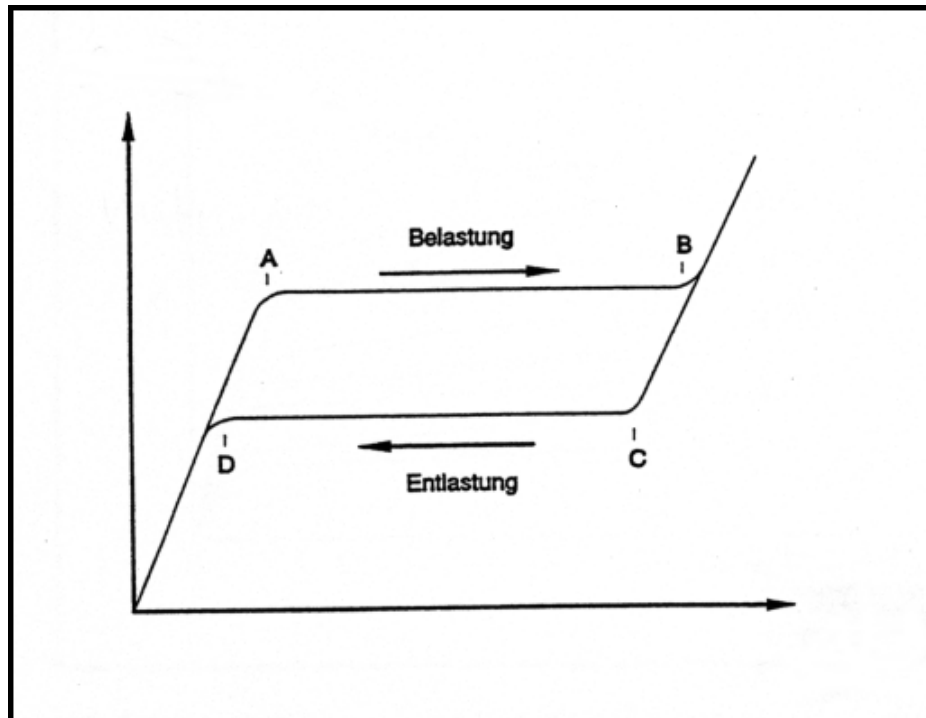


Abbildung 10, Spannungs-/Dehnungs-Diagramm einer Legierung mit pseudoelastischem Verhalten (schematisch) [nach 58]

Phase, wobei der Anteil von Austenit bzw. Martensit von der mechanischen Spannung und der Temperatur abhängt. Zwischen den Punkten (A) und (B) schließt sich im Diagramm ein Bereich an, in dem die Probe ohne nennenswerte Erhöhung der Kraft ihre Form stark ändert (Dehnung). Dieser Bereich wird pseudoelastisches Plateau genannt, die Probe zeigt gummiähnliches Verhalten [31]. Bei Erreichen des Punktes (B) kann kein spannungsinduzierter Martensit mehr gebildet werden, die Legierung zeigt eine lineare Funktion zwischen Spannung und Dehnung. Wird die Probe entlastet, kann man an Punkt (C) eine starke Abflachung der Kurve beobachten. Der spannungsinduzierte Martensit bildet sich zurück zur austenitischen Kristallstruktur, bis bei der Spannung an Punkt (D) die Hochtemperaturphase vorliegt. Man kann eine deutliche Hysterese zwischen Belastung und Entlastung erkennen. Die Fläche, die von der Hystereseschleife eingeschlossen wird, entspricht dem Energieverlust durch die Martensitbildung und -rückbildung. Dies wurde 1990, in einem von Lü et al entwickelten Formgedächtnisoperator-Modell zur Simulation der Spannungs-Dehnungs-Hysterese von superelastischen Legierungen, festgestellt [35].

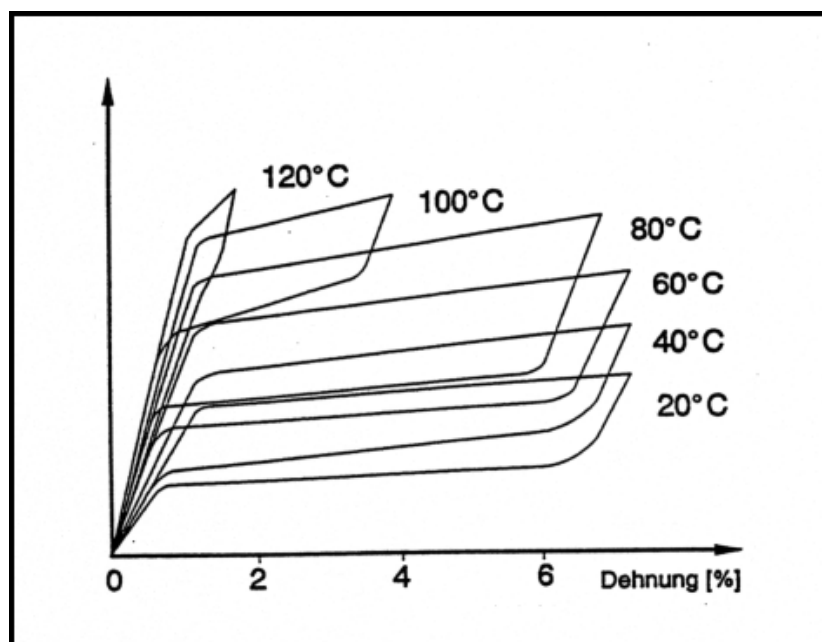


Abbildung 11, Spannungs-/Dehnungs-Kurven einer pseudoelastischen NiTi-Legierung ($A_s=0^\circ\text{C}$) [nach 63]

Das pseudoelastische Verformungsverhalten aus Abb. 10 ist nur im Temperaturintervall zwischen A_f und M_s (vgl. Abb. 4) zu beobachten. Mit

zunehmender Temperatur steigt die zur Martensiterzeugung erforderliche Spannung an. Oberhalb der Temperatur M_s ist keine Erzeugung spannungsinduzierten Martensits mehr möglich. Es kommt zur plastischen Verformung. Neben der zur Martensitbildung notwendigen Spannung weist auch die maximal erreichbare Dehnung eine Abhängigkeit von der Temperatur auf. Saburi untersuchte 1982 bei Nickel-Titan-Legierungen die Abhängigkeit der Superelastizität von der Temperatur [49]. Typische Spannung-/Dehnungs-Kurven einer NiTi-Legierung mit einer A_s -Temperatur von 0°C bei verschiedenen Versuchstemperaturen zeigt Abb. 11. Die zur Erzeugung spannungsinduzierten Martensits erforderliche Spannung steigt mit der Temperatur, die maximale elastische Dehnung sinkt.

1.2. Orthodontische Kräfte und Gewebereaktion

Ziel der kieferorthopädischen Behandlungsmethoden ist es, die erforderlichen Zahnbewegungen innerhalb einer angemessenen Zeit durchzuführen [47]. Um eine Zahnbewegung hervorzurufen ist es nötig, eine Kraft an der Zahnkrone anzuwenden. Die Kraft ist eine physikalische Größe, darum gelten die Gesetzmäßigkeiten der Physik, genauer gesagt, der Mechanik.

Eine orthodontische Kraft entsteht z.B. durch die Verformung eines elastischen Körpers, in diesem Fall eines federnden Drahtes, der sich gemäß des Elastizitätsgesetzes nach Hooke verhält. Das Hooke-Gesetz besagt, dass die Verformung eines elastischen Körpers innerhalb des Proportionalitätsbereiches (Kraft-Weg-Diagramm) proportional der Kraft K , proportional der dritten Potenz der Länge l , aber umgekehrt proportional der vierten Potenz des Drahtdurchmessers ist. Darüber hinaus hängt das Ausmaß der Verformung von einer Materialkonstanten, dem Elastizitätsmodul E , ab.

Für die Biegung runder Drähte, um die es in der Kieferorthopädie hauptsächlich geht, gilt folgender Zusammenhang: die Kraft K ist direkt proportional der vierten Potenz des Drahtdurchmessers und umgekehrt proportional der dritten Potenz der Drahtlänge.

Daraus ergibt sich, daß durch eine Verdoppelung der Drahtlänge die Kraft bei gleicher Auslenkung auf ein Achtel sinkt oder das durch eine Verdoppelung des Drahtquerschnittes die Kraft bei gleicher Auslenkung auf das sechzehnfache zunimmt. Der Arbeitsbereich eines Drahtes ist proportional dem Quadrat der Länge und umgekehrt proportional dem Durchmesser des Drahtes. In der klinisch-orthodontischen Anwendung ergibt sich die eben genannte Länge durch die Gestaltung des Drahtbogens und durch den Ort seiner Verformung (jeweils zwischen den benachbarten Zähnen). Der Querschnitt des Drahtes wird vom Kieferorthopäden durch die Wahl des Drahtmaterials festgelegt.

Die Kraft, die auf einen Zahn übertragen wird, wird über das Hartgewebe Zahn auf das Parodontalgewebe und den Alveolarknochen übertragen.

Im Bereich des Parodontalspaltes, der für den Kieferorthopäden am interessantesten ist, kann es zu unterschiedlichen Kraftverteilungen kommen: Kippbewegungen,

Translationsbewegungen, Torque-Bewegungen, Extrusionsbewegungen, Intrusionsbewegungen oder Drehbewegungen.

Abb. 12 veranschaulicht die Umbauvorgänge im Gewebe.

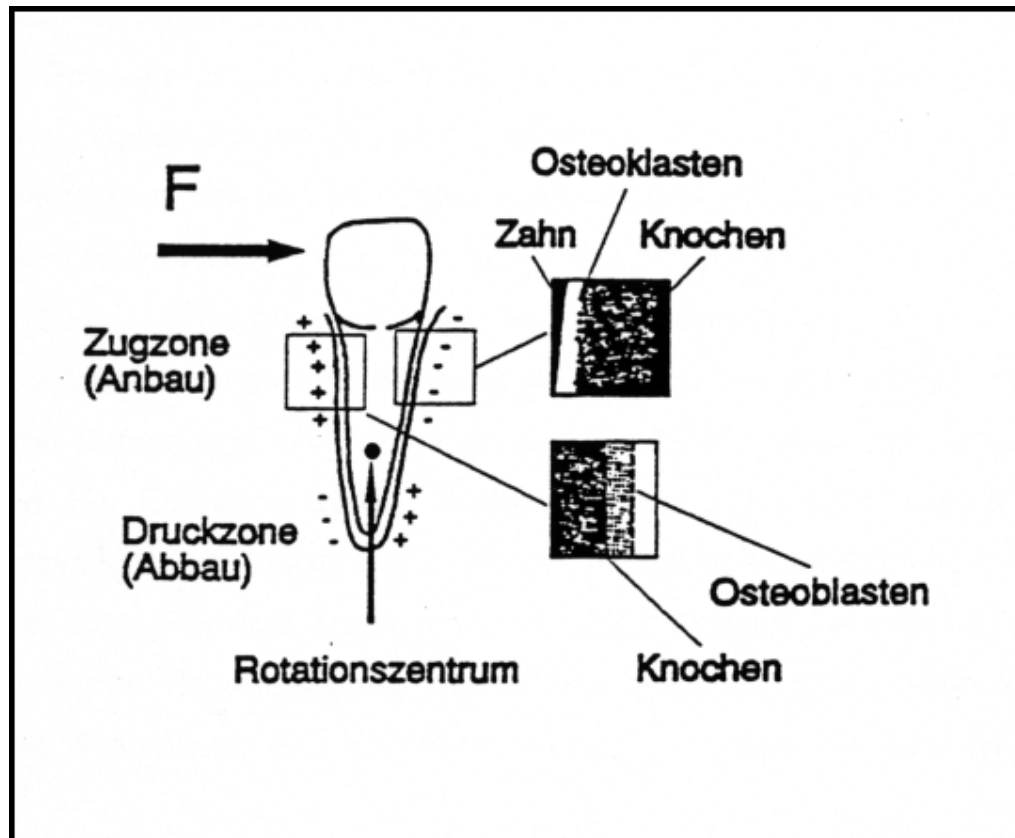


Abbildung 12, Schematische Darstellung der Knochenan- und Abbauvorgänge, die von einer einzelnen, an der Zahnkrone angreifenden Kraft F ausgelöst werden [nach 52]

In der Druckzone vermehren sich durch den steigenden Druck im Gewebe Zellen, die Knochen abbauen, die Osteoklasten. In der Zugzone differenzieren sich Zellen, die Knochen aufbauen, die Osteoblasten.

Die Umbauvorgänge sind abhängig von der Größe der angewendeten Kraft. Die Kraft sollte nicht so groß sein, daß sie den Blutstrom der Kapillaren im Periodontalspalt unterdrücken, um Schädigungen am Zahn zu vermeiden. Schwarz [55] führte vier biologische Wirkungsgrade ein, um die orthodontischen Kräfte zu klassifizieren. Während die Kräfte des ersten Grades keine Zahnbewegungen hervorrufen, sollen die Kräfte des zweiten Grades den Blutstrom in den Kapillaren des Periodontalspaltes nicht unterbinden, um die Ernährung des Parodonts zu sichern. Es kann somit eine

physiologische Grenze der kieferorthopädischen Kräfte in Abhängigkeit zum Kapillardruck von 15 - 20 N/ mm² Wurzeloberfläche und Bewegungsrichtung angegeben werden. Sind die gewählten Kräfte zu hoch, wird das parodontale Gewebe zerquetscht, und es kann, wenn die Kräfte über einen längeren Zeitraum wirken, zu pathologischen Veränderungen und Zahnverlust kommen. Diese Kräfte gehören nach Schwarz [55] zu dem dritten und vierten Wirkungsgrad. Es kann für jeden Patienten - abhängig von den eben genannten Faktoren - eine optimale Kraft geben, eine Bestimmung im voraus ist aber nicht möglich [17, 28], da die individuellen Reaktionen nicht zu kalkulieren sind [26]. Für Prämolaren und obere Schneidezähne sollen daher Kräfte im Durchschnitt von 70p nicht überschritten werden [48, 49]. Untere Schneidezähne sollten entsprechend schonender bewegt werden, auch kann ein oberer erster Schneidezahn im Vergleich zum zweiten Schneidezahn eine größere Kraft vertragen. Für Eckzähne werden Kräfte von etwa 50p - 350p angegeben [17, 61] (1 Pond entspricht vom Betrag her 1 Gramm, multipliziert mit 0,00981 = Newton), wobei eher die untere Grenze anzustreben ist. Abschließend kann gesagt werden, daß eine schonende Zahnbewegung mit Kräften zwischen 50p - 100p für obere Schneidezähne, Prämolaren und Eckzähne, sowie mit Kräften bis 150p für Molaren erreicht wird.

1.3. Literaturübersicht von Untersuchungen mit ähnlicher Themenstellung

Bantleon et al [6] untersuchte in Form eines Drei-Bracket-Versuchs 1989 die Kraftabgabe von verseilten Stahldrähten und superelastischen Nickel-Titan-Drähten. Drei Brackets waren über den Draht, der mit einer Stahlligatur einlegiert war, miteinander verbunden. Die Drähte wurden bei einem vertikalen Niveauunterschied von 2mm und einem Interbracketabstand von 5mm in die Brackets einlegiert. Das mittlere Bracket konnte mittels einer Gewindespindel verstellt werden, die Kraftabgabe wurde durch eine Wägezelle gemessen. Fünf Messungen jeder Drahtsorte wurden gemessen und zusammengefasst. Die Rückstellkurven zeigten eine lineare Kraftweg-Kennlinie für die verseilten Stahldrähte, während die Nickel-Titan-Drähte eine kurvige Verlaufsform aufwiesen. Er zeigte, dass diese Drähte unabhängig vom Aktivierungsgrad dieselbe Kraft abgaben. Es wurde deutlich, dass sich diese Drähte für große Nivellierungsaufgaben gut eignen, während bei geringer Aktivierung die Kennlinie sehr steil, bzw. linear verlief.

Groß [25] untersuchte 1990 Nickel-Titandrähte und verseilte Stahldrähte unterschiedlicher Dimensionen in einem Biegeversuch. Der von Groß gewählte Versuchsaufbau verwendete drei Standard-Edgewise Brackets. Zwei montierte er auf einem Plexiglashalter und ein drittes am Querjoch einer Instron-Zugmaschine. Der Interbracketabstand betrug 5 mm. Die Drähte waren mit Stahlligaturen in die Brackets einlegiert. Das dritte Bracket, das sich zwischen den beiden anderen befand wurde bis zu einem Niveauunterschied von 2mm nach oben ausgelenkt und danach wieder nach unter bewegt. Er erhielt im Rahmen seines Versuchs eine Kraftaufbau- und eine Kraftabbaukurve.

Er zeigte dass die Nickel-Titandrähte Superelastizität aufwiesen. Diese zeigten eine konstante Kraftabgabe im mittleren und einen linearen Kraftabfall im unteren Bereich der Federkennlinien. Deshalb wurde auch deutlich, dass diese Drähte hauptsächlich für Nivellierungsaufgaben, die hohe Drahtdeflektionen erfordern, geeignet seien. Auch Groß zeigte, dass sich die Kraftabgabe unabhängig vom Aktivierungsgrad bei superelastischen Drähten verhält.

Tonner und Waters [70] setzten sich 1994 mit der Fragestellung auseinander, in wie weit die Temperatur einen Effekt auf das superelastische Verhalten von Nickel-

Titandrähten hat. Angeregt wurden sie durch einen Zufallsbefund, als sie eine rapide Veränderung der Steifheit im Temperaturbereich von 20-25°C für einen Drahttyp feststellten.

Auch sie wählten einen 3 Punkt Biegeversuch, bei der die Instron Universal Test-Maschine zum Einsatz kam. Sie belasteten einen geraden Versuchsdraht punktförmig und ermittelten Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven. In Ihrer Versuchsreihe legten sie besonderen Wert auf die Einhaltung von definierten Umgebungstemperaturen.

Sie zeigten, dass 1. die initiale Steigung der Kraftaufbaukurve abnahm, als die Temperatur reduziert wurde, 2. die Kraftwerte der Kraftaufbau- und Kraftabbaukurven im Plateaubereich mit der Temperaturveringerung entsprechend abnahmen, sowie 3. dass ein Draht sich oberhalb einer kritischen Temperatur perfekt elastisch über einen weiten Temperaturbereich verhält. Unterhalb dieser kritischen Temperatur zeigt der Draht eine lineare Kraft ohne ein Kraftplateau in der Kraftabbaukurve. Eine erneute Erhöhung der Temperatur über die kritische Temperatur hinaus zeigte eine Veränderung hin zum elastischen Verhalten wie vorher.

Auch sie ermittelten, dass es einer größeren Deflektion (mindestens 2mm, bis zu 13mm) bedarf, um ein Kraftplateau ausbilden zu können.

In ihrer Konklusion bestätigen sie nochmals den entsprechenden Einfluß der Temperatur auf die Kraftentfaltung der verschiedenen Drähte, insbesondere im Temperaturbereich zwischen 5° und 30°C. Andererseits relativierten sie ihre Ergebnisse in Bezug zur realen Behandlungssituation, da die Mundtemperaturwechsel nur von kurzer Dauer sein dürften.

1995 untersuchte Segner [56] das Kraftniveau pseudoelastischer Nivellierungsdrähte in Abhängigkeit vom Interbracketabstand. Der, dieser vorliegenden Untersuchung zu Grunde liegende Versuchsaufbau, ist dem von Segner vollständig nachempfunden. Auch die Drahtmaterialien wurden identisch gewählt.

Es wurde eine Weiterentwicklung des von Groß [25] entwickelten Verfahrens gewählt. Drei Standard-Edgewise-Frontzahnbrackets mit einem 0,018" inch Schlitz wurden in Linie auf Acrylträger geklebt. Das mittlere Bracket konnte über einen Schrittmotor um 2mm ausgelenkt werden. Ein Kraftaufnehmer zeichnet die durch den Draht bei der jeweiligen Auslenkung abgegebene Kraft auf. Die Interbracketabstände (der Abstand von einer Bracketkante zur anderen Bracketkante) veränderten sich entsprechend der unterschiedlich verwendeten Brackettypen für Ober- bzw. Unterkiefersituation. Die

Drähte wurden mit Gummis in die Brackets einlegiert. Es wurden jeweils 10 Proben der Drähte gemessen.

Segner zeigte, dass kleine Interbracketabstände eine bessere pseudoelastische Kraftentfaltung bewirken, bzw. dass große Interbracketabstände entweder keine oder nicht bis zum Abschluß der Nivellierung reichende pseudoelastische Wirkung erzielen. Identisch dem Versuchsaufbau von Segner [56] aus 1995 wählten Segner und Ibe [57] ebenfalls 1995 diesen, der intraoralen Situation stark nachempfundenen Versuchsaufbau, für ihre Untersuchung der Eigenschaften von superelastischen Drähten und ihrer Relevanz für die kieferorthopädische Behandlung. Das heißt wie vorher, drei Brackets in Linie auf Acrylteile geklebt, wobei das mittlere Bracket mittels Schrittmotor ausgelenkt werden kann. Der Interbracketabstand, d.h. von Bracketkannte zu Bracketkannte, betrug 4,8mm, entsprechend einer Oberkieferschneide~ahnsituation.

Segner und Ibe haben spezielle Parameter auf den Deaktivierungskurven untersucht, um eine bessere Vergleichbarkeit der Testmaterialien gewährleisten zu können. Um die Ausprägung der verschiedenen Plateaus der Kraftabbaukurven deutlich zu machen wurde eine Verhältniszahl eingeführt, anhand der die Superelastizität der einzelnen Testmaterialien bestimmt wurde.

16 Materialien wurden getestet. Von diesen, angeblich sämtlichen superelastischen Materialien, zeigten 6 keine dieser Eigenschaft.

Die Untersuchung ergab, dass nur sehr wenige Bogenmaterialien ein entsprechendes Kraftniveau auf ihrem Plateau zeigten, welches als physiologisch, bzw. nebenwirkungsarm bezeichnet werden konnte.

Wichelhausen [72] führte 1999 einen 3 Punkt Biegeversuch durch, um die Entwicklung und die klinische Anwendung superelastischer Bögen und Teilbögen in der Kieferorthopädie aufzuzeigen.

Es wurden 88 Bögen verschiedener Hersteller mit einem Linearschlitten mit 20mm Auslenkung und einem Schrittmotor untersucht. Mit einem Biegebalkensystem wurde die Kraftmessung vollzogen.

Wichelhausen zeigte, dass die Kraftabbaukurve der verwendeten Materialien in Abhängigkeit von der jeweiligen Aktivierung ist. Bei größeren Auslenkungen (3-4mm) kann klinisch bei fast allen Materialien mit einem pseudoelastischen Plateau gerechnet werden. Ist die Auslenkung des Drahtes gering (0-1mm) verhalten sich alle Drahtmaterialien linear und erreichen kein pseudoelastisches Plateau.

1.4. Fragestellung der vorliegenden Arbeit

Orthodontische NiTi Drähte haben aufgrund ihres kleinen Elastizitätsmoduls und ihres enorm großen Deflexionsvermögens einen festen Platz in der kieferorthopädischen Behandlung eingenommen.

Vor allem in der initialen Behandlungsphase, bei der die Drähte einer großen Deformation ausgesetzt sind und dennoch kleine und konstante Kräfte freisetzen sollen, erweist sich ihr Einsatz als sehr vorteilhaft.

Vor allem die Eigenschaft der Pseudoelastizität verspricht Vorteile neben den konventionellen Elastizitätseigenschaften.

Das Auftreten außergewöhnlich großer, reversibler Dehnungen bei weitgehender Konstanz der Spannung im Bereich des pseudoelastischen Plateaus der Verformung und Rückverformung im Spannungs-/Dehnungs-Diagramm bedeutet, daß die von einem pseudoelastischen Behandlungselement entwickelte Kraft innerhalb dieses Bereiches nahezu unabhängig von seinem Deformationszustand ist.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, zu ermitteln in wieweit die Kraftentfaltung dreier gängiger pseudoelastischer Drähte vom Interbracketabstand, bzw. der Breite der Brackets in verschiedenen klinischen Situationen abhängig ist.

Hierbei soll ein besonderes Augenmerk auf das superelastische Verhalten der Drähte bei Verwendung von Brackets mit einem 0,022“ inch Slot gelegt werden. Ein Zusammenhang zwischen den verschiedenen Bracketbreiten auf das superelastische Verhalten der Drähte wird zu überprüfen sein.

In der Diskussion werden die Ergebnisse dieser Untersuchung den Ergebnissen einer anderen Untersuchung in der gleichen Versuchsanordnung, in der jedoch Brackets der Slotbreite 0,018“ inch Verwendung fanden, gegenübergestellt.

2. Material und Methode

Für die Untersuchung wurden drei Nivellierungsdrähte verwendet (Tab. 2). Da die Materialien alle vorgeformt vorliegen, wurden jeweils die geradesten Anteile eines Unterkieferbogens verwendet. Es handelt sich dabei um die distalsten 30mm.

Material	Produktname	Hersteller	Dimension
--			
A	Nitinol SE	3M-Unitek, Monrovia, CA	0,014“
B	Sentalloy light	GAC, Central Islip, NY	0,014“
C	Sentalloy light	GAC, Central Islip, NY	0,016“

Tabelle 2, Übersicht der verwendeten Nivellierungsbögen

Die Bögen wurden in einem weiterentwickelten Versuchsaufbau, des von Groß [25] 1990 verwendeten Drei-Bracket-Versuchs getestet. Drei Standard Edgewise – Twin Edgewise Frontzahnbrackets (Micro Loc) der Firma GAC (Central Islip, NY) wurden in Linie auf einen Versuchsträger aus Acryl geklebt (Abb. 13). Dabei wurde der Abstand der Bracketmitten entsprechend einer durchschnittlichen Situation in der Oberkiefer- bzw. Unterkieferfront mit 8,0mm und 5,5mm gewählt. In Verbindung mit den vier verschiedenen Bracketbreiten (Extra wide, Wide, Medium, Narrow) wurden sie der klinischen Situation entsprechend in einem Interbracketabstand von 2,25mm für die Unterkieferfront bis 5,25mm für die Oberkieferfront angebracht (Tab. 3).

Brackettyp	Bracket- breite (mm)	Zahnbreite 8,0mm Oberkieferfront (mm)	Zahnbreite 5,5mm Unterkieferfront (mm)
--			
Twin extra wide	4,10	3,90	
Twin wide	3,25	4,75	2,25
Twin medium	2,75	5,25	2,75
Twin narrow	2,75		3,40

Tabelle 3, Verwendete Brackettypen sowie resultierender Interbracketabstand für Ober- und Unterkiefer

Das mittlere Bracket kann, aus der passiven Ruhelage heraus, in 200 Schritten von 0,0125mm auf 2,5mm ausgelenkt werden. Gleichzeitig nimmt ein Kraftaufnehmer (Load cell MB-10; Interface Inc., Scottsdale, AZ, USA) die durch den Bogen resultierende Kraft in Bezug zur jeweiligen Auslenkung auf. Die Auslenkung und die anliegende Kraft wird gleichzeitig aufgezeichnet, so daß später ein Kraft-Weg-Diagramm gezeichnet werden kann.

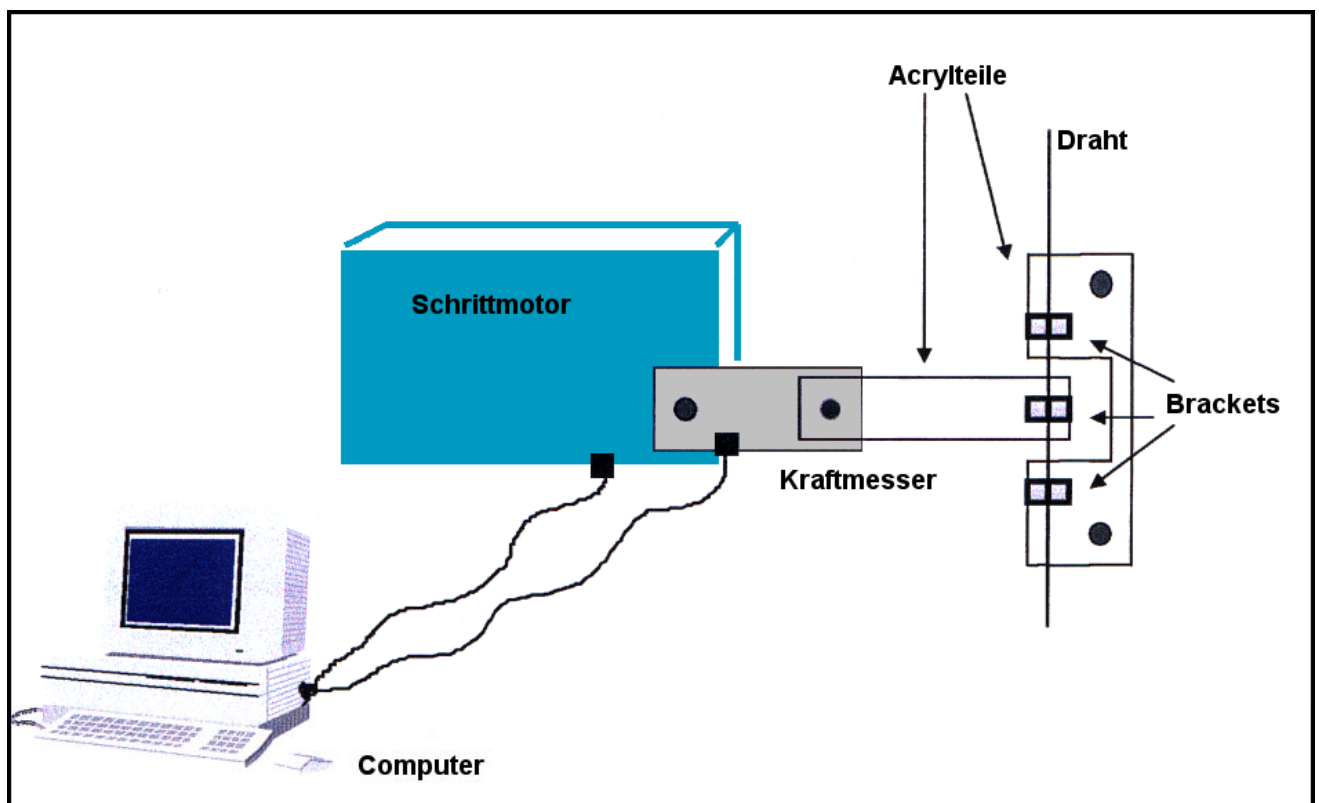


Abbildung 13, Versuchsaufbau

Die Bögen wurden mit Alastic-A-Modulen (3M-Unitek, Monrovia, CA, USA) in die Brackets einlegiert. Es wurden von jedem zu testendem Drahtmaterial zehn Proben verwendet. Der ganze Versuchsaufbau wurde in einer Box bei 37°C gehalten, um den temperaturabhängigen Kristallverschiebungen der superelastischen Drahtmaterialien Rechnung zu tragen. Ein Computerprogramm führte dann automatisch den

Versuchsablauf durch. Nachdem zunächst der Punkt gesucht wurde, an dem der Draht völlig passiv war, wurde der Draht in 160 Schritten um 2mm ausgelenkt und dann wieder in die passive Position zurückgefahren. Als Ergebnis entstanden Kraft-Weg-Diagramme wie in Abbildung 14.

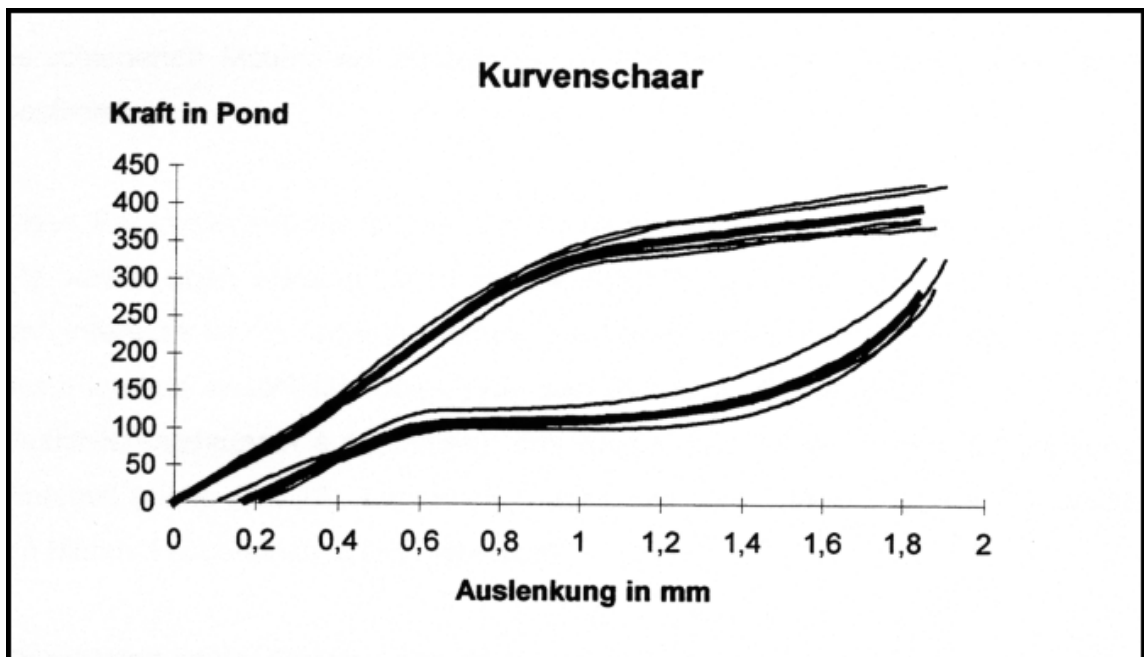


Abbildung 14, Aus den gespeicherten Meßdaten erstellte Kurvenschaar (schmale, schwarze Kurven) mit dem gemittelten Kraft-Weg-Diagramm (dicke, graue Kurve). Der obere Ast der Kurven stellt jeweils die Aktivierungsphase dar, der untere die klinisch interessantere Deaktivierungsphase, bei der der Bogen den Zahn bewegt.

Die zehn Meßreihen eines gleichen Drahttyps ergeben zehn Kurven. Die Einzelkurven wurden rechnerisch überlagert und gemittelt. Die Diskrepanz zwischen der höheren Aktivierungs- und der niedrigeren Deaktivierungskurve entsteht durch die oben beschriebene materialbedingte Hysterese der Nickel-Titan-Legierungen und andererseits durch die im Versuchsaufbau und auch klinisch entstehenden Reibungseffekte zwischen Bracket und Bogen. Die Reibung vergrößert die Kraft der Aktivierung und verringert die rückstellende Kraft bei der Deaktivierung. Die Kraft wurde in Pond (entspricht vom Betrag her Gramm) und die Auslenkung in

Millimetern angegeben. Es wurde die Einheit Pond gewählt, um eine leichtere Übertragbarkeit auf die klinische Anwendung zu ermöglichen.

Um die korrekte ISO-Einheit Newton zu erhalten, kann die Umrechnung durch Multiplikation mit 0,00981 erfolgen.

Um nun festzustellen, ob das jeweilige Material, in der Kombination mit dem jeweiligen Brackettyp, ein superelastisches Verhalten aufweist oder nicht und um die verschiedenen Materialien vergleichen zu können, wurden verschiedene Parameter bestimmt.

Diese Parameter wurden an der Deaktivierungskurve bestimmt, da nur diese Kurve, wie bereits oben erwähnt, das klinische Kraft-Weg-Verhalten der Bögen wiedergibt. Von Interesse ist die Anfangssteigung der Deaktivierungskurve, die sich an das Ende des Plateaus anschließt, das Ende des Plateaus (dieser Wert wurde visuell den Deaktivierungskurven entnommen), das Niveau des Plateaus und die Steigung des Plateaus (siehe Abb.15). Letztendlich wurde ein Wert berechnet, der beschreibt, ob ein Material superelastisch ist oder nicht.

Dieser Wert ist der Quotient aus der Anfangssteigung und der Steigung des Plateaus. Er beschreibt das Kraft-Weg-Verhalten eines Drahtes und entspricht für einen konventionellen Stahldraht dem Wert 1. Für eine superelastische Legierung müßte der Wert eigentlich einen Betrag von unendlich haben, da sich beim Eintritt der spannungsinduzierten martensitischen Transformation ein Kraftplateau einstellen müßte und sich die Steigung der Deaktivierungskurve praktisch zu einer Horizontalen abflachen müßte.

Für diese Untersuchung wird in Anlehnung an [57] definiert, daß ein Material superelastisch ist, wenn der Wert vom Betrag her 8 oder größer ist. Weiterhin hat ein Material superelastische Tendenzen, wenn der Wert zwischen 2 und 8 liegt. Ein auftretendes Phänomen, daß der Betrag des Wertes negativ wurde, zeugt auch von Superelastizität und resultiert aus einer negativen Steigung des Plateaus.

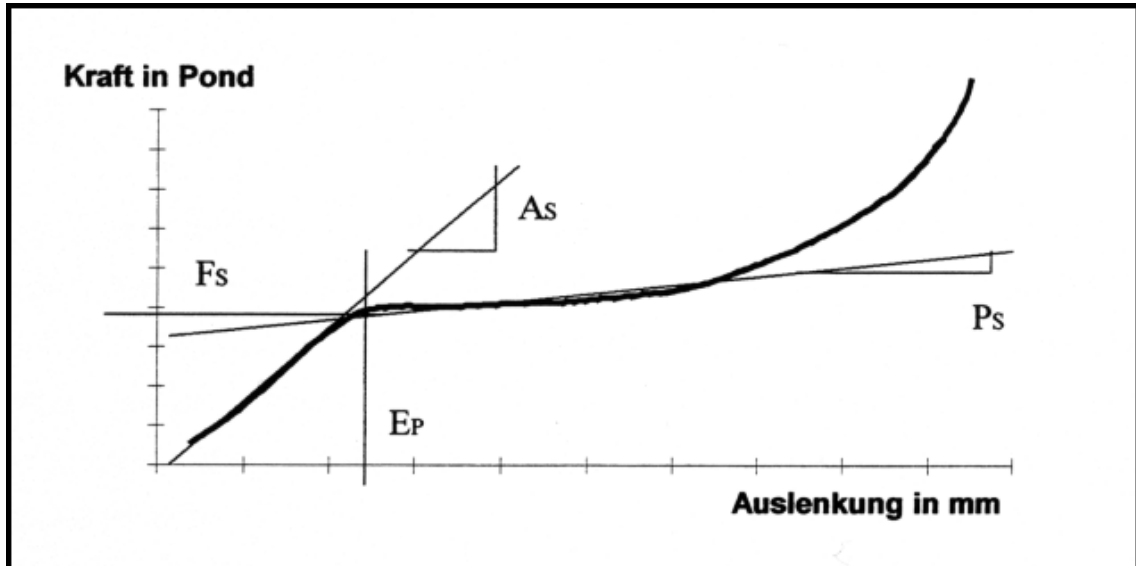


Abbildung 15, Parameter zum Vergleich der Versuchsmaterialien

A_S : Anfangssteigung

P_S : Steigung des Plateaus

F_S : Kraft-Niveau des Plateaus

E_P : Ende des Plateaus

3. Ergebnisse

Im ersten Teil der Ergebnisse werden die Rückstellkurven eines Drahtmaterials bei Verwendung von verschiedenen Interbracketabständen in jeweils einem Diagramm überlagert.

Diagramm 1 zeigt die Rückstellkurven von Nitinol SE 0,014“. Es fällt besonders die „Bandbreite“ des Kraftniveaus auf. Alle Kraftabbaukurven zeigen im ersten Teil der Deaktivierung (2,0mm bis ca. 1,5mm Auslenkung) deutlich höhere Kräfte als unterhalb von 1,5mm. Dieses Drahtmaterial zeigt in jedem Einsatzbereich unterschiedliche Kraftentfaltungen. Die resultierende Kraft verhält sich fast wie bei einem konventionellen Metall.

Bei 1mm Auslenkung betragen die Kräfte zwischen 120p im Oberkiefer und 400p im Unterkiefer.

In der Oberkiefersituation nimmt die Kraft mit zunehmender Auslenkung fast linear zu. Im Unterkiefer ergab sich ein kraftbegrenzendes pseudoelastisches Plateau, dessen Kraftniveau zwischen 275p und 400p lag und es wirkte nur, solange die Auslenkung oberhalb von 0,8mm blieb.

Diagramm 2 zeigt die Kraftabbaukurven von Sentalloy 0,014“. Hier wird ebenfalls deutlich, daß im ersten Teil der Deaktivierung deutlich höhere Kräfte wirken, als unterhalb von 1,5mm. Von 0,6mm bis ca. 1,4mm Auslenkung ergab sich für alle Interbracketabstände ein pseudoelastisches Plateau. Das Niveau dieser Kräfte lag relativ dicht zusammen zwischen 75p und 160p. Hierzu läßt sich bemerken, daß bei einem geringer werdenden Interbracketabstand das resultierende Kraftniveau höher ist als bei größeren Interbracketabständen. Dieses Ergebnis zeigt sich sowohl für die Oberkiefer-, als auch für die Unterkiefersituation.

Diagramm 3 gibt die Kraftabbaukurven von Sentalloy 0,016“ wieder. Von diesem, im Vergleich zu Material B (Diagramm 2), lediglich dickeren Material zeigten sich nur sehr geringe Unterschiede in den Kraftniveaus der Plateaus. Das pseudoelastische Plateau ließ sich bei diesem Drahtmaterial zwischen 0,5mm und 1,2mm Auslenkung erzeugen. Das Kraftniveau dieser Plateaus lag zwischen 75p und 100p.

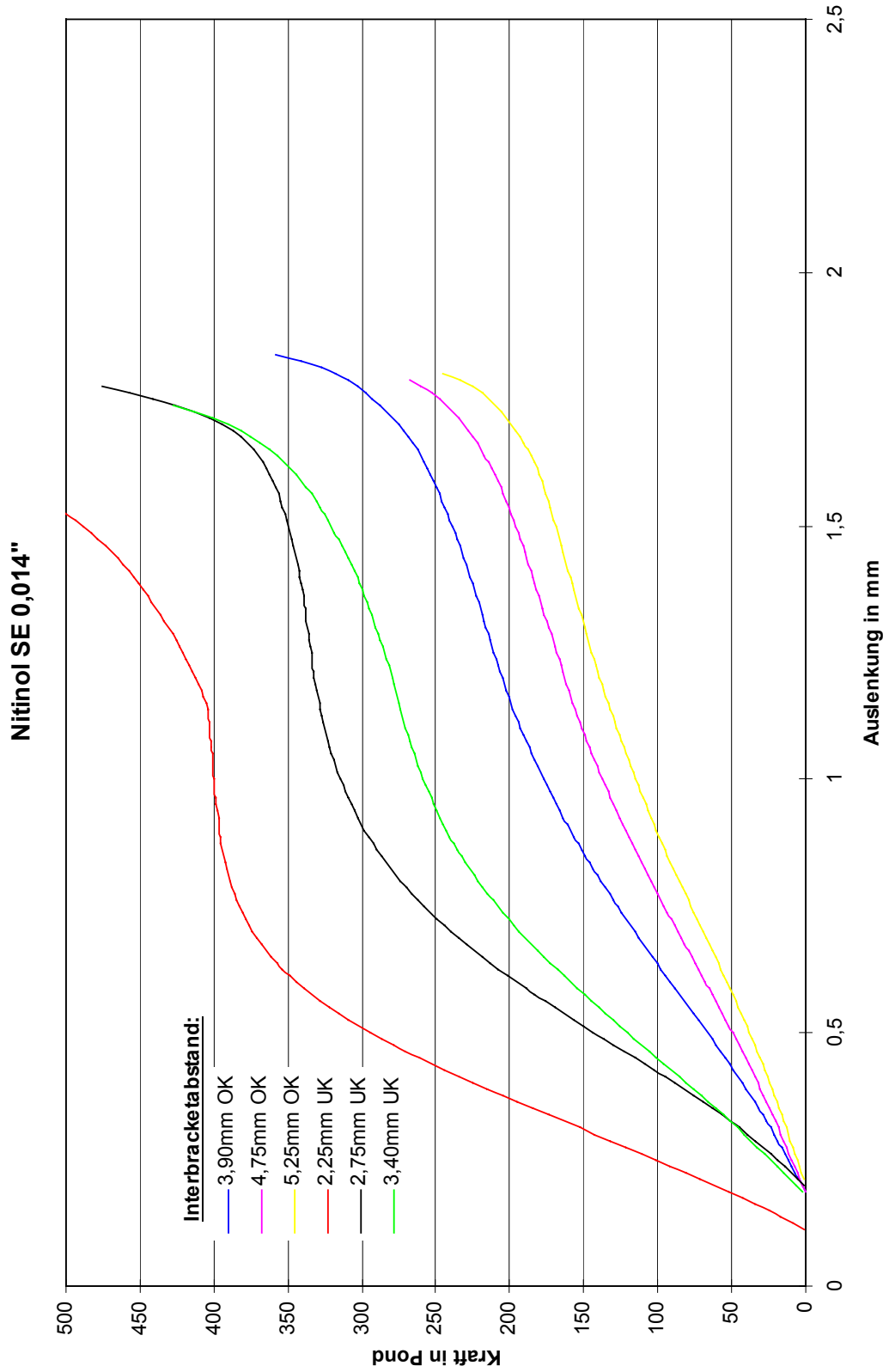


Diagramm 1

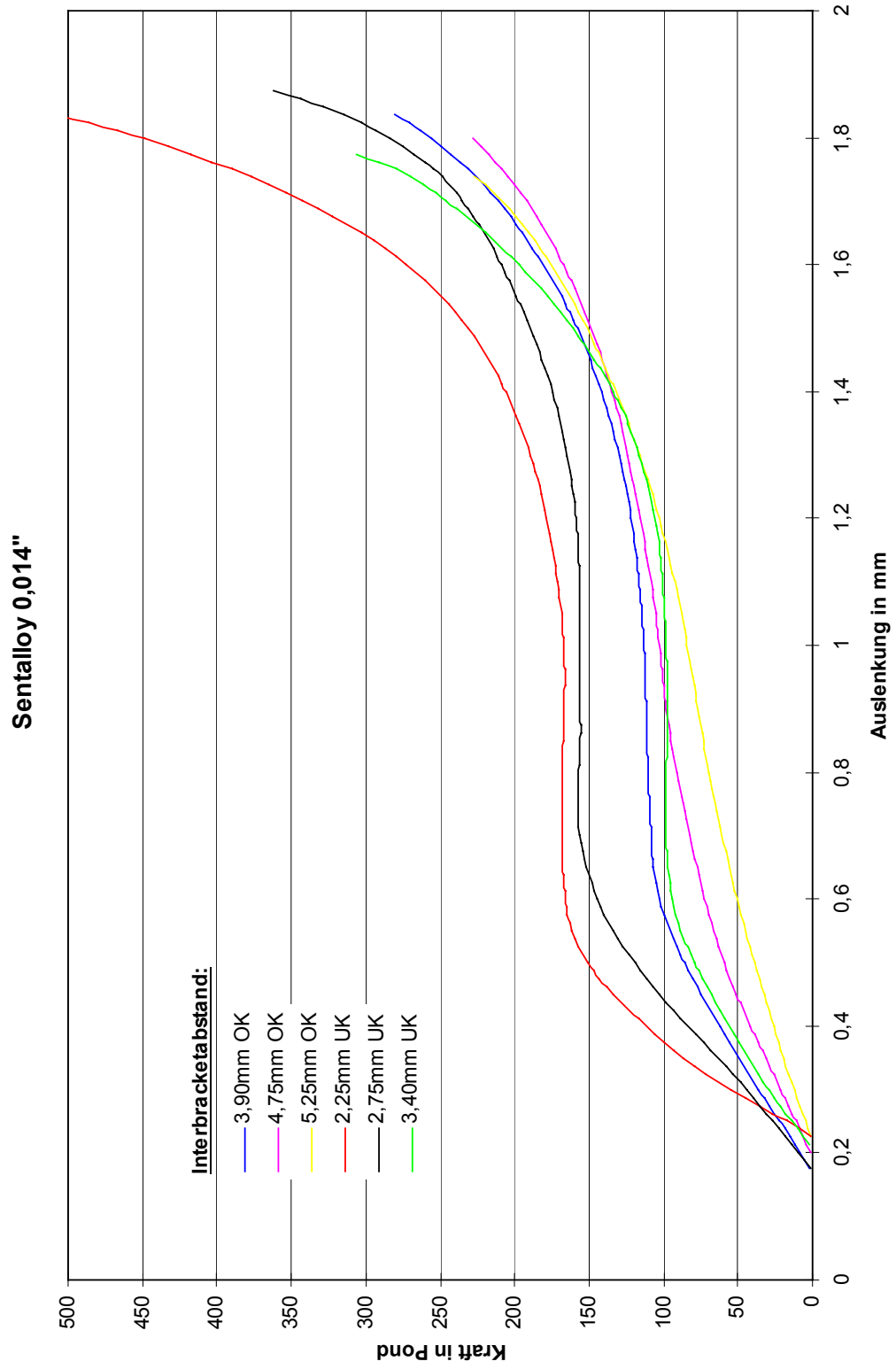


Diagramm 2

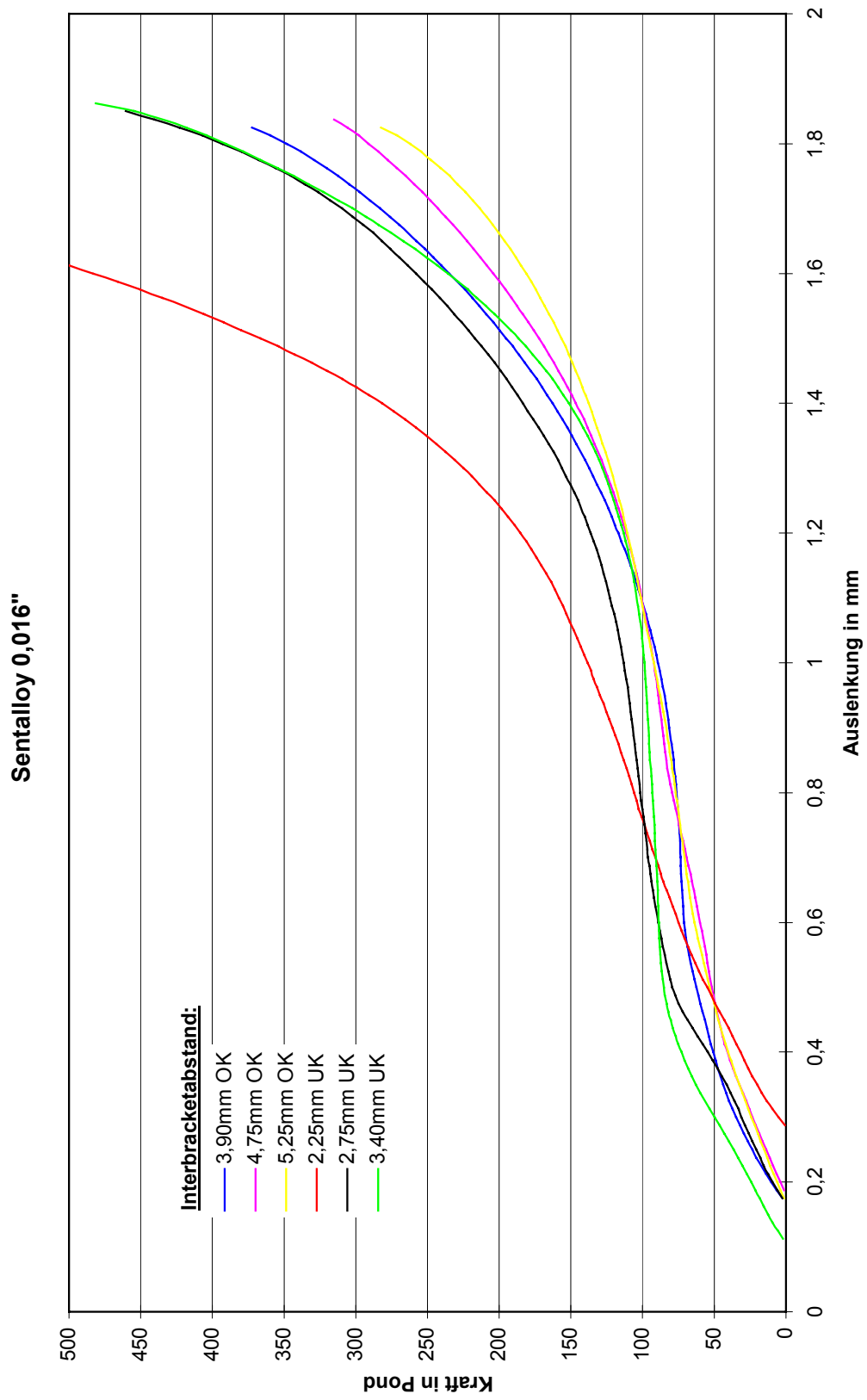


Diagramm 3

In diesem zweiten Teil des Ergebnisses wird für jeweils einen Interbracketabstand die Überlagerung der Kraftabbaukurven der drei verwendeten Drahtmaterialien vorgenommen.

In Diagramm 4 ist der Interbracketabstand von 3,90 mm dargestellt. Dies entspricht der Verwendung des extrabreiten Brackets im Oberkiefer.

Nitinol zeigt nahezu einen linearen Kraftabfall während die beiden Sentalloy-Materialien ein pseudoelastisches Plateau aufweisen. Das Kraftniveau des dünneren Materials liegt bei ca. 120p, daß des dickeren Materials darunter bei ca. 75p. Das Plateau ist zwischen 0,60mm und 1,30mm ausgeprägt.

Diagramm 5 zeigt den Interbracketabstand von 4,75mm, das der Verwendung des breiten Brackets im Oberkiefer entspricht. Auch hier zeigt Nitinol SE eine fast lineare Kraftabbaukurve. Die beiden Sentalloy-Bögen weisen ein Plateau zwischen 0,5mm und 1,4mm Auslenkung auf, mit einem Kraftniveau von 80p.

Diagramm 6 ist die Darstellung des Interbracketabstandes von 5,2mm. Dies entspricht der Verwendung eines mittleren Brackets im Oberkiefer. Der Verlauf des Kraftniveaus der 3 Bogenmaterialien liegt enger zusammen. Insbesondere die beiden Sentalloybögen zeigen ein Plateau zwischen 0,5mm und 1,3mm Auslenkung. Das Kraftniveau liegt bei 75p.

Mit zunehmendem Interbracketabstand, d.h. mit schmaler werdenden Brackets nähern sich die Kraftabbaukurven einander an. Gleichzeitig nimmt das Kraftniveau ab.

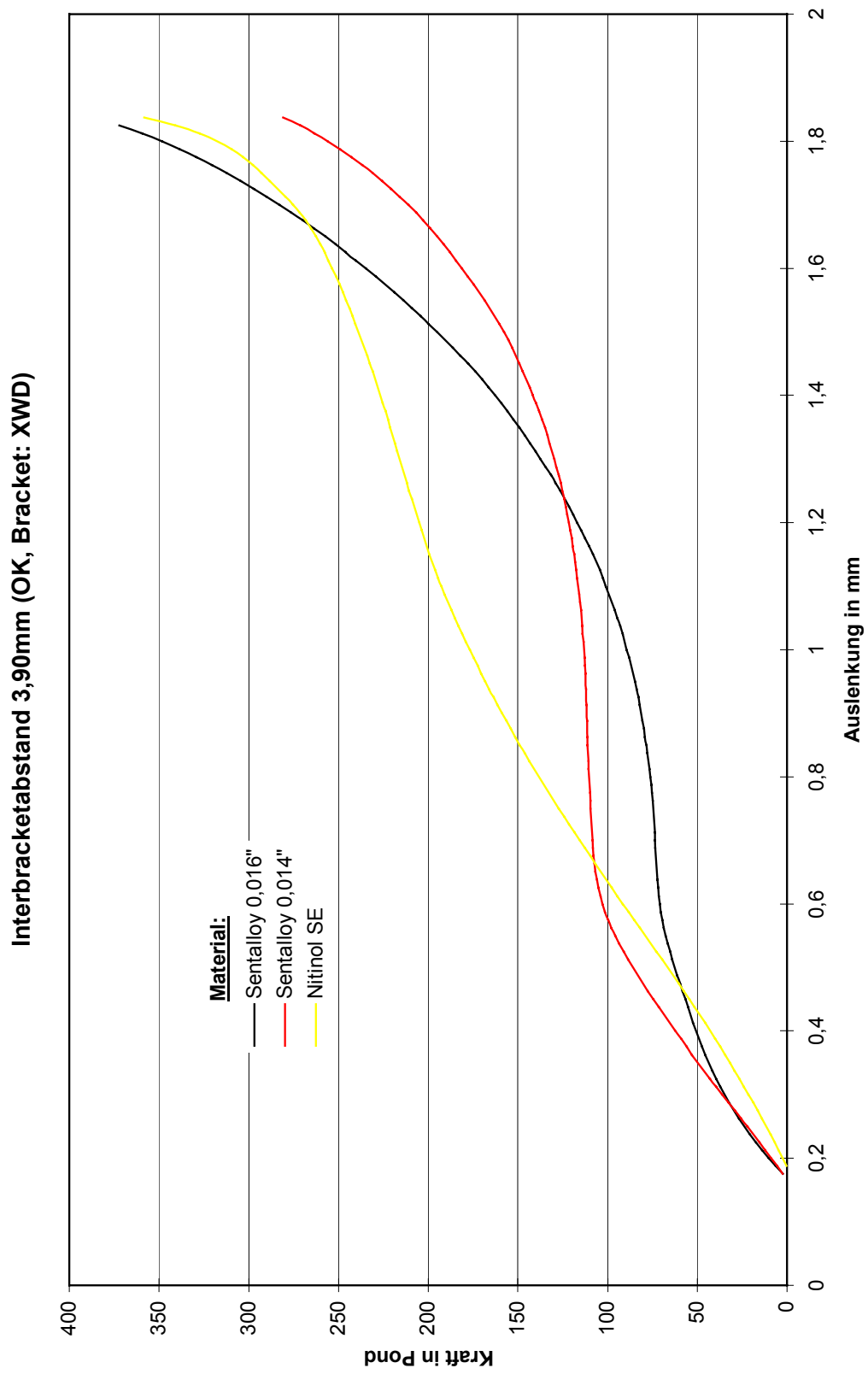


Diagramm 4

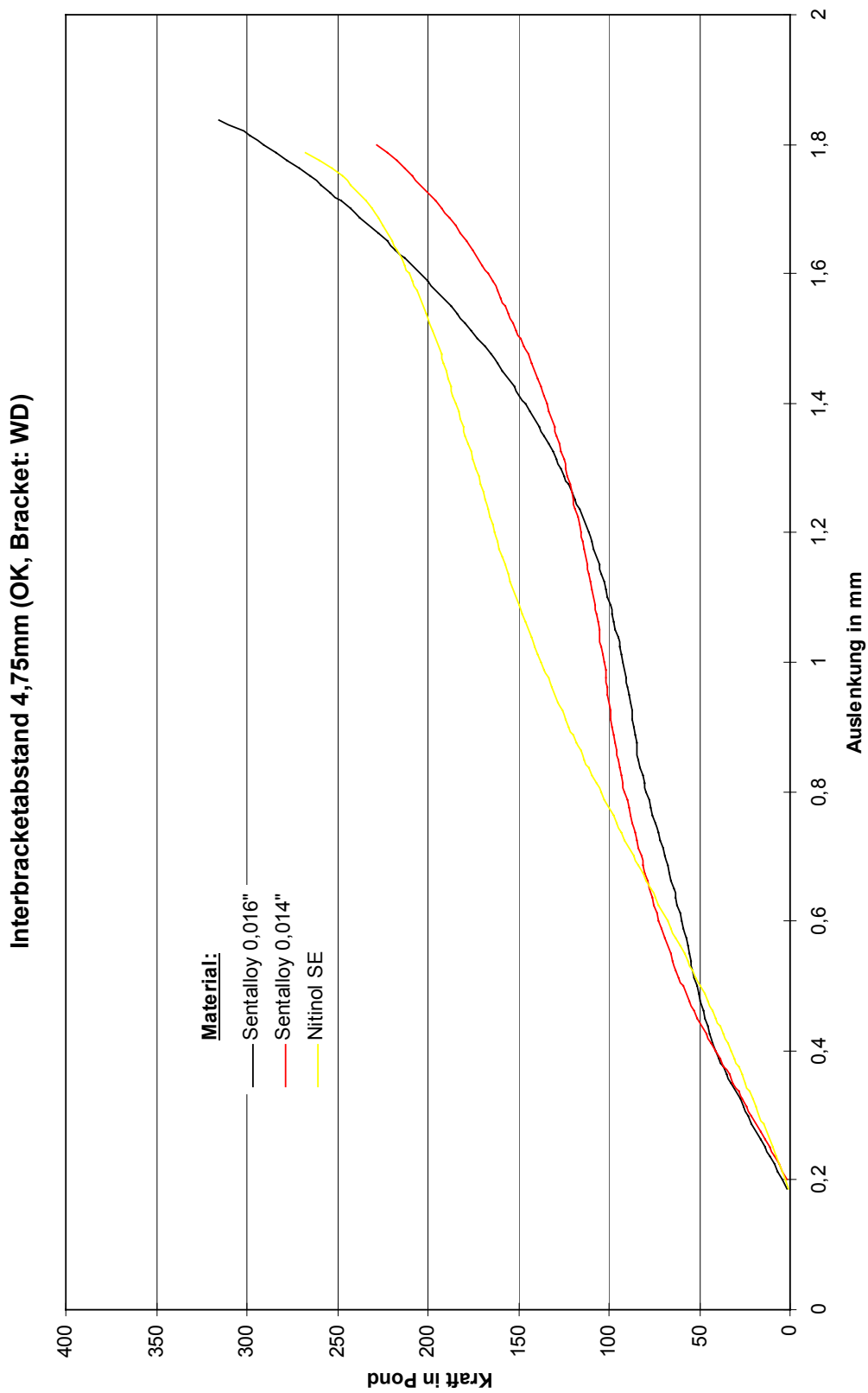


Diagramm 5

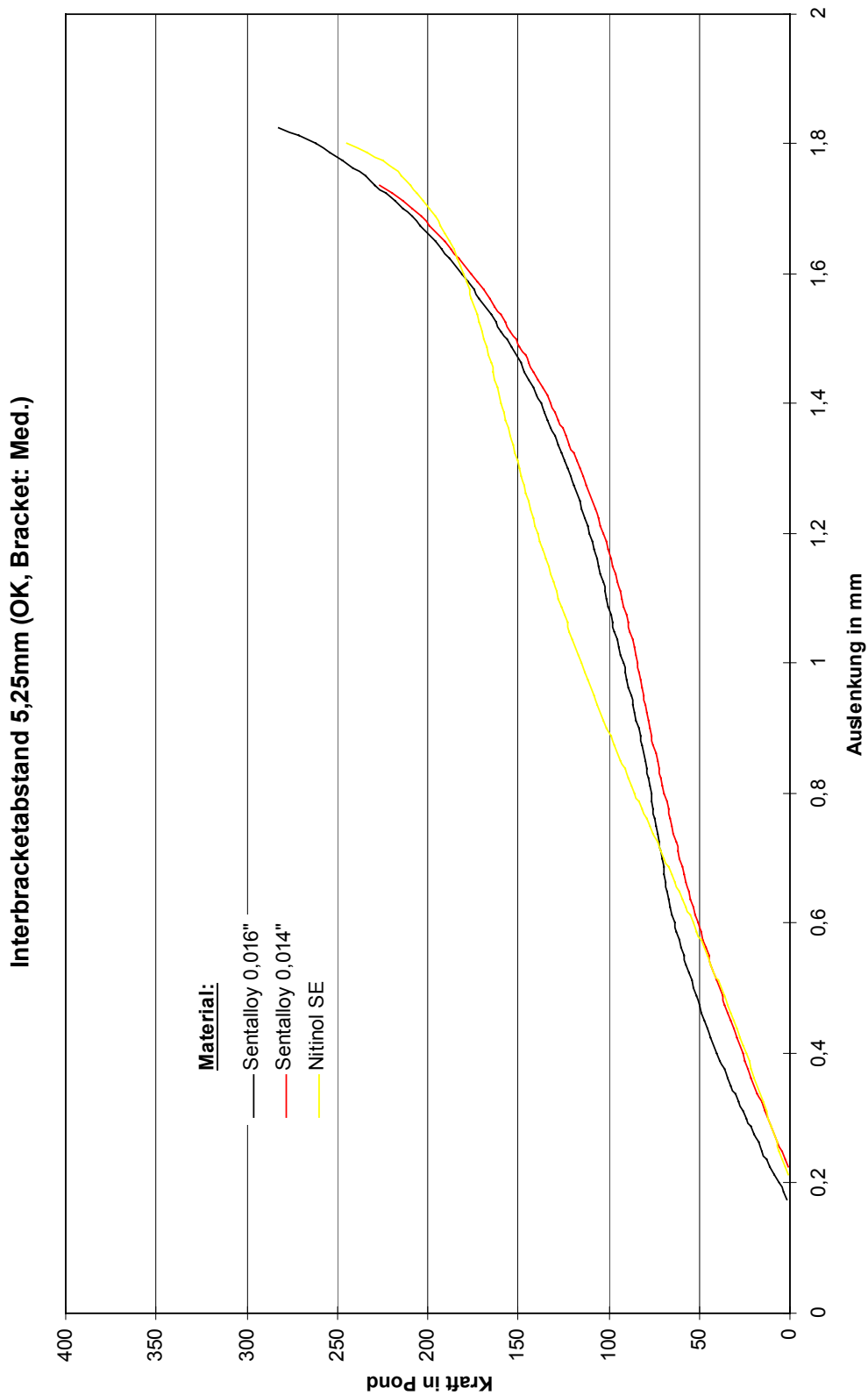


Diagramm 6

Diagramm 7 stellt den Verlauf der Kraftabbaukurven des breiten Brackets im Unterkiefer bei einem Interbracketabstand von 2,25mm dar. Nitinol SE weist ein Plateau zwischen 0,6mm und 1,3mm Auslenkung auf. Das Plateau hat ein Kraftniveau von 400p. Sentalloy 0,014“ hat ein ausgeprägtes pseudoelastisches Plateau zwischen 0,5mm und 1,4mm auf einem Kraftniveau von 175p. Sentalloy 0,016“ zeigt kein ausgeprägtes Plateau. Es zeigt sich eine fast linear verlaufende Kraftabbaukurve.

Diagramm 8 zeigt den Interbracketabstand von 2,75mm. Dieser kommt bei Verwendung des mittleren Brackets im Unterkiefer zustande. Auch hier weist Nitinol SE ein einigermaßen ausgeformtes Plateau zwischen 0,8mm und 1,6mm Auslenkung auf. Allerdings auf einem Kraftniveau von immerhin noch 340p. Sentalloy 0,014“ zeigt ein Plateau zwischen 0,6mm und 1,4mm Auslenkung auf einem Niveau von 160p. Sentalloy 0,016“ zeigt ein Plateau von 0,5mm und 1,2mm Auslenkung auf einem Niveau von 100p.

Diagramm 9 zeigt den Interbracketabstand von 3,40mm. Dies entspricht der Verwendung des schmalen Brackets im Unterkiefer. Nitinol SE zeigt kein ausgeprägtes Plateau mehr, während die Sentalloy-Bögen ein fast deckungsgleiches Plateau zwischen 0,5mm und 1,3mm Auslenkung auf einem Niveau von 100p liefern.

Auch im Unterkiefer wird deutlich, daß mit zunehmendem Interbracketabstand, d.h. mit schmaler werdenden Brackets, das Kraftniveau kontinuierlich abnimmt.

Nitinol SE zeigte im Unterkiefer ein ausgeprägteres pseudoelastisches Verhalten als im Oberkiefer, jedoch nicht unterhalb eines Kraftniveaus von 250p.

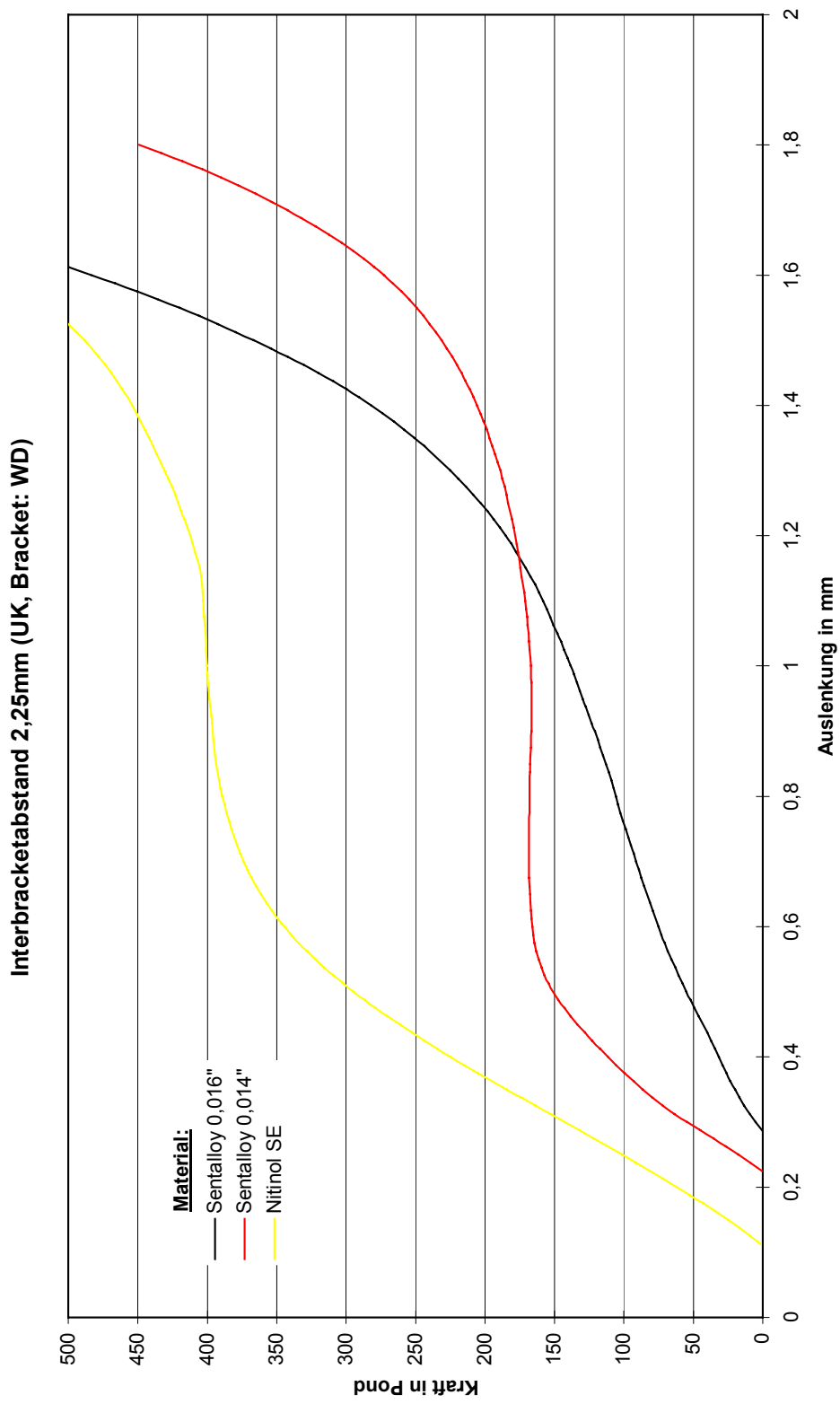


Diagramm 7

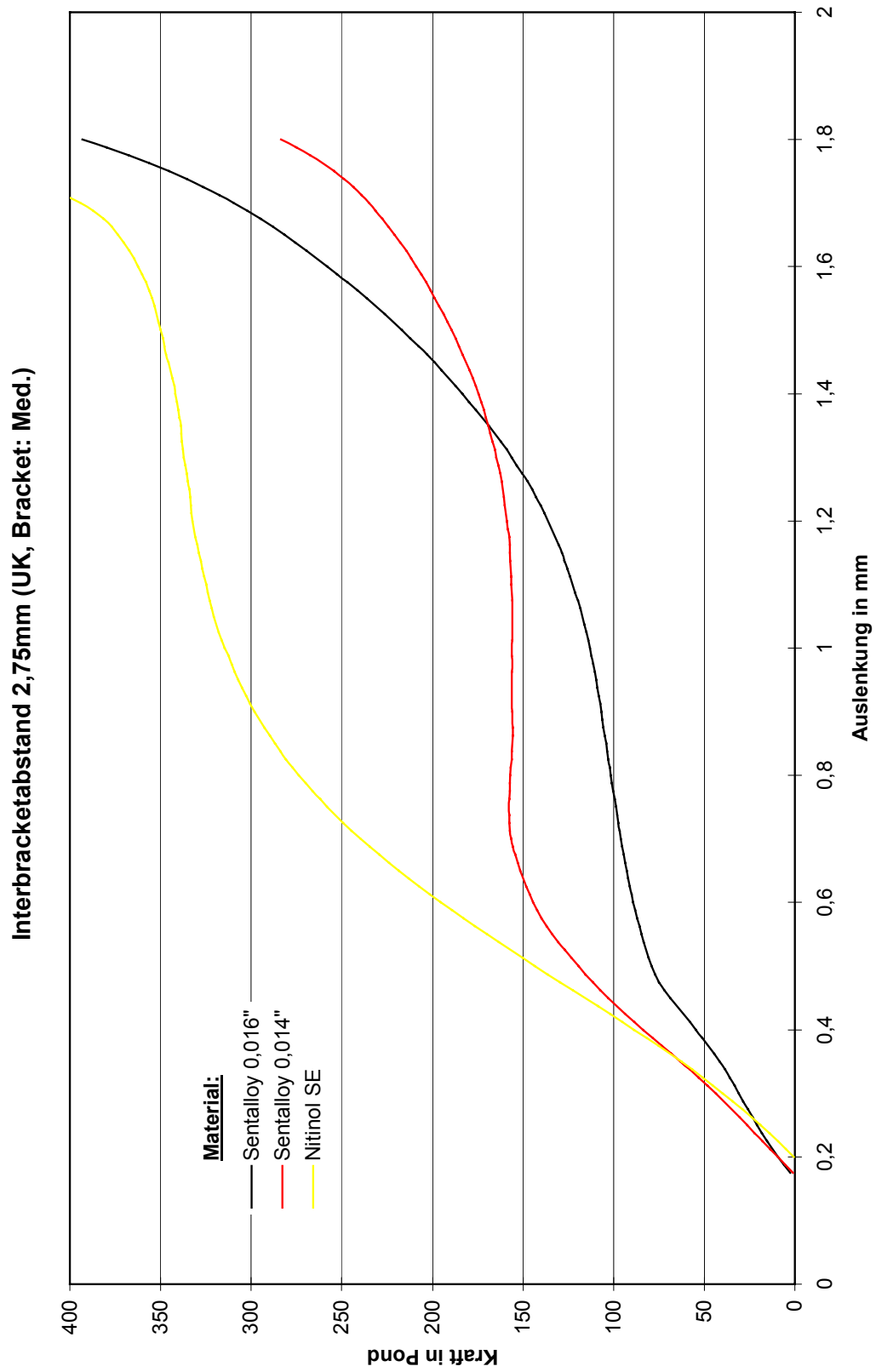


Diagramm 8

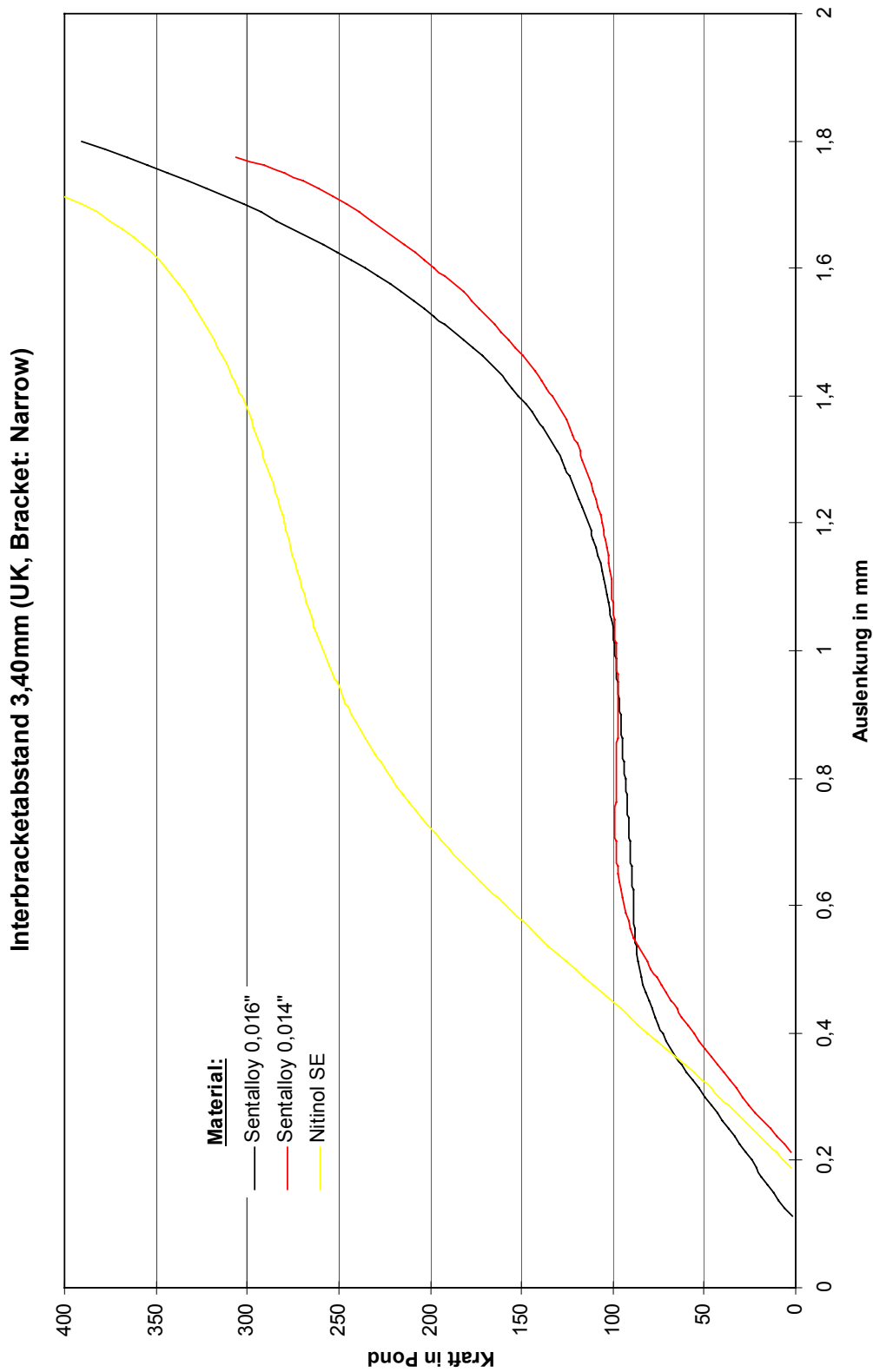


Diagramm 9

Diagramm 10 zeigt eine Gegenüberstellung der Kraftniveaus bei 1mm Auslenkung der jeweils verwendeten Interbracketabstände.

Die Kraftniveaus zeigen für die Materialien Sentalloy 0,016“ und 0,014“ einen relativ konstanten Wert für die jeweiligen Interbracketabstände. (Die Linien verlaufen relativ gerade)

Bei Nitinol SE zeigt sich ein konstanter Anstieg des Kraftniveaus bei Abnahme des Interbracketabstandes.

Tabelle 4 gibt Aufschluß über die aus den Kurven ermittelten Werte für den Superelastizitäts-Quotienten. Ist dieser Wert größer als 8 wird per Definition von Seite 31 von Superelastischen Eigenschaften des Bogenmaterials gesprochen. Dieses zeigt sich vor allem bei Sentalloy 0,014“ bei Interbracketabständen von 3,90mm, 3,40mm, 2,75mm und 2,25mm, d.h. bei der Verwendung von breiteren Brackets. Sentalloy 0,016“ zeigt dieses nur im UK bei Verwendung des schmalen Brackets, mit einem Interbracketabstand von 3,40mm (Kennzeichnung durch ein „XX“ in der ersten Spalte „SE“).

Superelastischen Tendenzen wurden bei einem Quotienten zwischen 2 und 8 definiert (vgl. Seite 31). Dieser Wert wurde in der Tabelle mit einem „X“ in der Spalte SE versehen und zeigt, daß sogar Nitinol SE im UK superelastische Tendenzen bei Verwendung des schmalen, mittleren und breiten Brackets, also bei Interbracketabständen von 3,40mm, 2,75mm und 2,25mm aufweist.

Die Quotienten sind abschließend noch einmal in Diagramm 11 als Säulen auf der Seite 48 wiedergegeben. Hier lassen sich noch einmal deutlich und übersichtlich die Säulen mit Werten der SE-Quotienten über 8 ausmachen. Werte größer 8 wurden mit superelastischen Eigenschaften definiert (vgl. Seite 31), während die Säulen mit Höhen zwischen 2 und 8 eine superelastische Tendenz bedeuten.

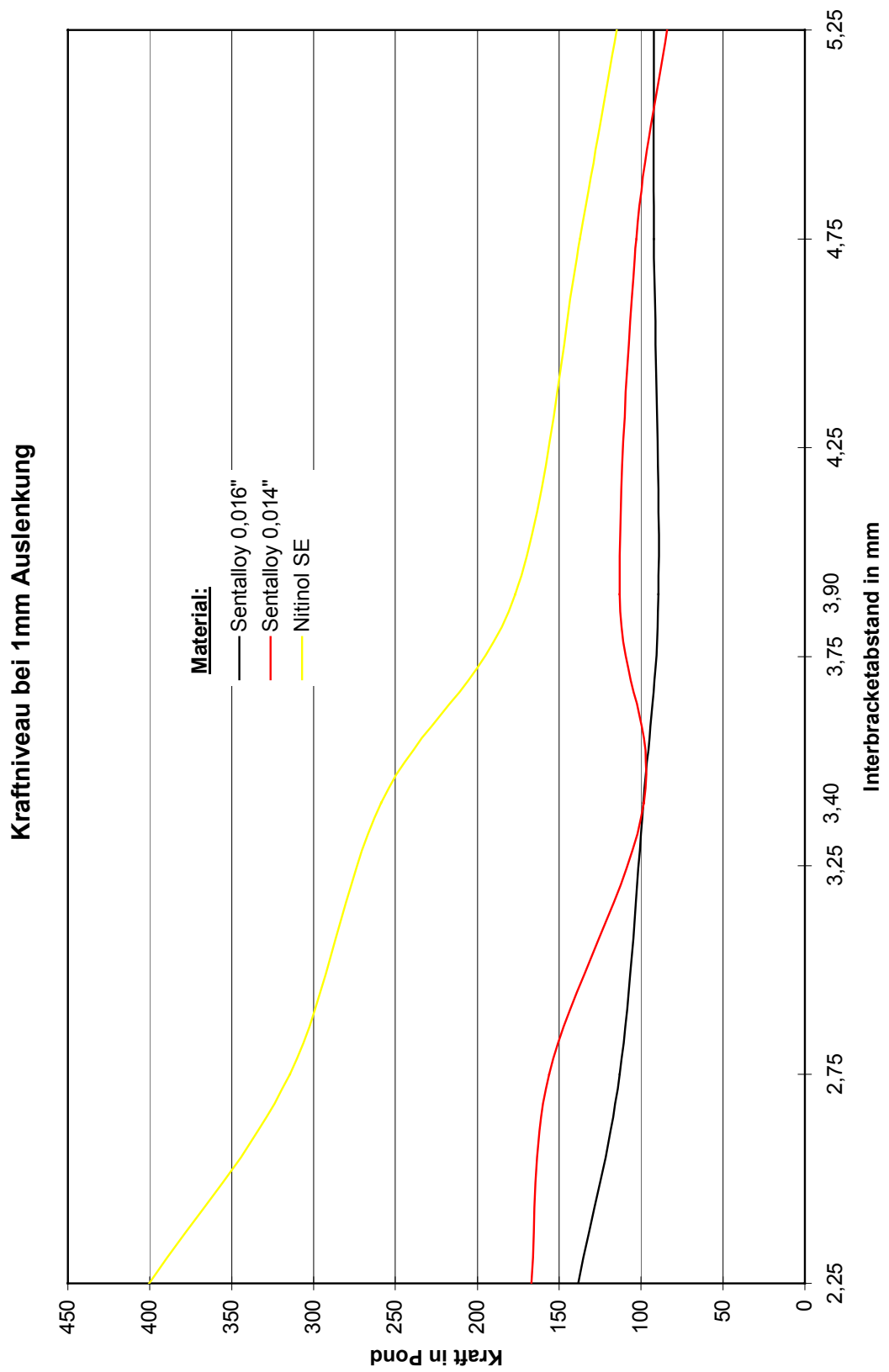


Diagramm 10

	SE	Anfangs- steigerung g/mm	Ende Plateau mm	Niveau des Plateaus g	Steigung des Plateaus g/mm	SE- Quotient
OK, Medium Slot, 5,25mm						
0,22inch; Senta. 0,014	o	120,37	0,8	69,21	93,54	1,3
0,22inch; Senta. 0,016	o	144,28	0,6375	66,73	75,54	1,9
0,22inch; Nitinol SE	o	146,24	0,975	111,51	109,62	1,3
OK, Wide Slot, 4,75mm						
0,22inch; Senta. 0,014	x	151,92	0,8	91,15	65,48	2,3
0,22inch; Senta. 0,016	o	134,99	0,7	69,18	84,56	1,6
0,22inch; Nitinol SE	o	164,65	1,125	154,36	120,82	1,4
OK, Extrawide Slot, 3,9mm						
0,22inch; Senta. 0,014	xx	242,05	0,6	102,87	26,84	9,0
0,22inch; Senta. 0,016	x	166,94	0,6	70,95	60,22	2,8
0,22inch; Nitinol SE	o	217,71	1	176,89	123,94	1,8
UK, Narrow Slot, 3,4mm						
0,22inch; Senta. 0,014	xx	232,00	0,625	95,7	11,56	20,1
0,22inch; Senta. 0,016	xx	219,95	0,5	85,23	26,94	8,2
0,22inch; Nitinol SE	x	318,33	1	258,64	124,44	2,6
UK, Medium Slot, 2,75mm						
0,22inch; Senta. 0,014	xx	298,32	0,7	156,62	4,6	64,9
0,22inch; Senta. 0,016	x	209,65	0,6	89,1	67,12	3,1
0,22inch; Nitinol SE	x	385,27	1,025	317,85	68,86	5,6
UK, Wide Slot, 2,25mm						
0,22inch; Senta. 0,014	xx	442,40	0,6	165,9	10,38	42,6
0,22inch; Senta. 0,016	o	217,01	0,725	94,94	197,66	1,1
0,22inch; Nitinol SE	x	566,08	0,8	389,18	83,2	6,8

Tabelle 4

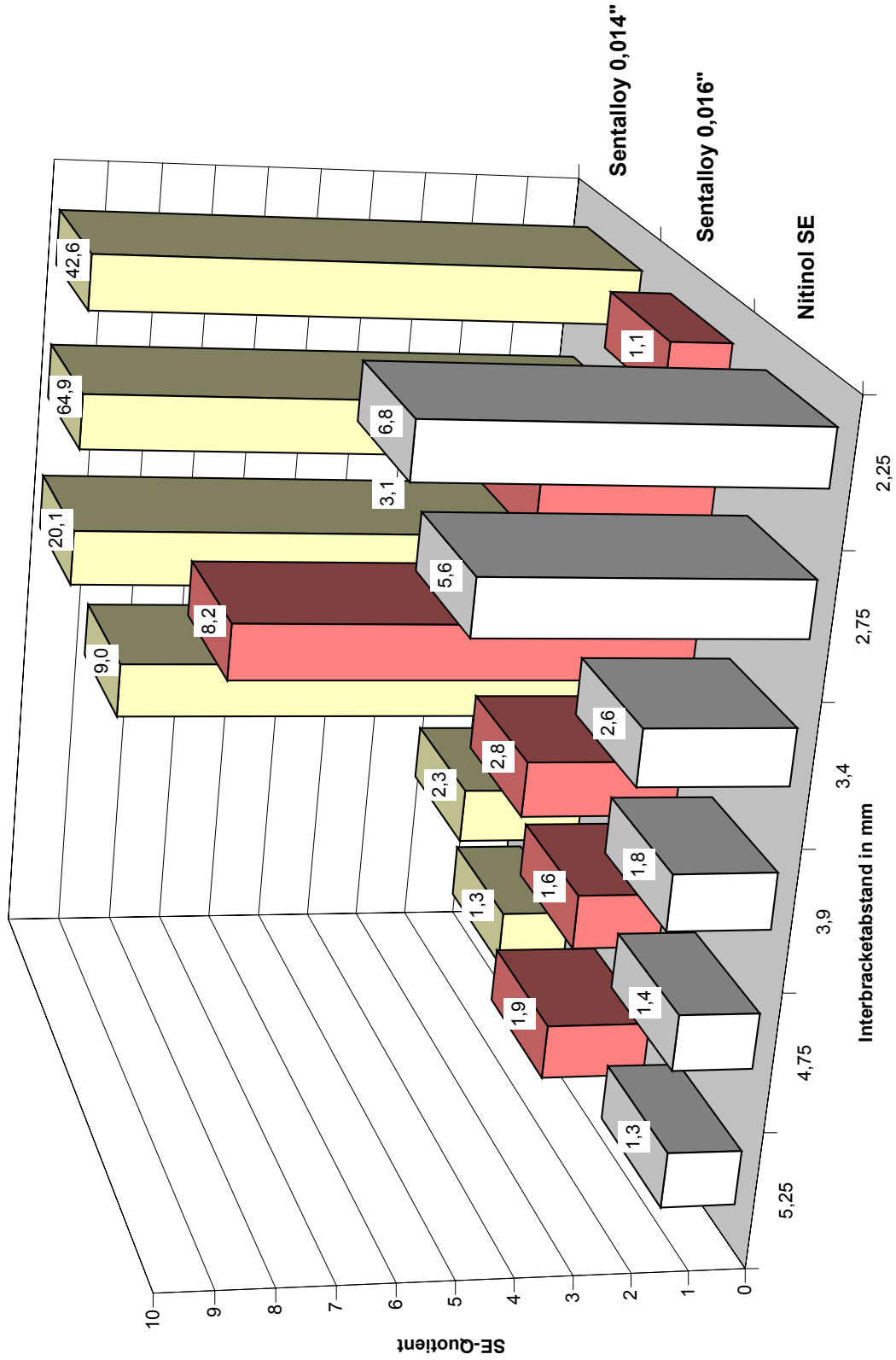


Diagramm 11

4. Diskussion

Die in der vorliegenden Untersuchung angewendete Versuchsanordnung entspricht nicht der ADA spec. 32 Standardmessmethode für Drahtbogenmaterialien, für die Spannungs-Dehnungsdiagramme erstellt werden (ADA, 1977). Der Grund hierfür liegt darin begründet, dass die Ergebnisse nicht so leicht auf die klinische Situation zu übertragen wären und der entsprechende Versuchsaufbau bei hochflexiblen Drähten Probleme hat.

Da die effektive Kraft, die auf einen Zahn ausgeübt wird, vom Druck, von der Drahtbogenlänge zwischen zwei Brackets und dem Flächen-Trägheitsmoment des zur Anwendung gebrachten Drahtmaterials abhängt, musste über eine andere Versuchsanordnung nachgedacht werden, um der klinischen Realität näher zu kommen. Da es insbesondere nicht möglich gewesen wäre, weder die Dehnung des Drahtmaterials, noch die Friktion zwischen Drahtbogen und Bracket mitzuberechnen, ist diese Versuchsanordnung gewählt worden. Allein diese beiden Faktoren können einen entscheidenden Einfluß auf die effektive Kraft haben.

Ein weiterer Grund neben der Realitätsnähe für diesen 3-Bracket-Versuch, ist die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit einer anderen Versuchsreihe, die mit anderen Brackets durchgeführt wurde.

Die gewählte Versuchsanordnung stellt vor allem die okklusalgingivale und die bukkolinguale Bewegungsrichtung von Zähnen nach.

Die Resultate in einem Kraft-Auslenkungsdiagramm darzustellen, ist ebenfalls der klinischen Situation besser angepasst als das klassische, vor allem theoretischen Zwecken dienende Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Ebenfalls kliniknäher, fiel an Stelle der Maßeinheit des Newton, die Wahl auf die Einheit Pond (vom Betrag her gleich dem Gramm).

Mögliche Meßungenauigkeiten mögen durch die Reibung zwischen dem Draht und den Brackets bedingt sein. Diese Reibung ist insbesondere bei geringeren Drahtdurchmessern anzutreffen, wodurch die effektive Kraft geringer ausfallen dürfte. Als weiterer Punkt sei hier die Temperatur in der Versuchskammer von 37° erwähnt,

die bei allen Biegeversuchen möglichst gleich gehalten wurde und i.d.R. der Körpertemperatur am nächsten ist.

Die Durchsicht der aktuellen wissenschaftlichen Literatur ergab, daß bis jetzt keine andere Untersuchung vorgenommen wurden, außer der von Elahi [23], bei der die Relevanz des Interbracketabstandes genauer beleuchtet wurde.

Die durchgeführten Biegeversuche bestätigen allerdings die Ergebnisse zahlreicher anderer Untersuchungen, daß die verwendeten kieferorthopädischen Drähte pseudoelastische Eigenschaften besitzen (so zum Beispiel bei Miura et al. [36] und Drescher et al. [21, 22]).

Die Übertragung der Meßergebnisse auf die klinische Anwendung bleibt jedoch problematisch, wenn der superelastische Draht als Nivellierungsbogen eingesetzt werden soll. Dieses Problem liegt darin begründet, daß die Nivellierungsanforderungen für die einzelnen Zähne unterschiedlich sein können. In Abhängigkeit von den unterschiedlichen Fehlstellungen der Zähne und der damit verbundenen unterschiedlichen Auslenkung des Bogenmaterials differieren aber die Kräfte, die durch den Bogen auf die Zähne appliziert werden. Bei NiTi-Bogenmaterial mit einem pseudoelastischen Plateau wird dieses nur bei Aktivierungen von mehr als 0,5 – 1,125mm erreicht. Bei geringeren Nivellierungsaufgaben bleibt der Arbeitsbereich im elastischen Teil der Rückstellkurve des Kraft/Weg-Diagramms. Es ergeben sich demnach bei geringfügigen Fehlstellungen keine Vorteile von NiTi-Bögen mit pseudoelastischem Plateau gegenüber Bögen ohne pseudoelastischem Plateau [54].

Der unterschiedliche Interbracketabstand, der sich durch die Auswahl der Brackets für die entsprechende Zahnbreite ergibt, führt zu einer unterschiedlichen Kraftabgabe des superelastischen Materials, so Segner [56]. Diese unterschiedliche Kraftabgabe ist allerdings Abhängig vom verwendeten Bogenmaterial und wie stark das superelastische Verhalten des jeweiligen Materials ausgeprägt ist.

Der Vergleich der Diagramme 1,2 und 3, in denen jeweils für einen Drahttyp die unterschiedlichen Interbracketabstände aufgetragen wurden, macht deutlich, dass bei denjenigen Drähten, die ein gut ausgeprägtes superelastisches Verhalten zeigen, der Interbracketabstand nicht von entscheidenden Bedeutung und damit die Gefahr exzessiver Kräfte geringer ist.

Zwischen 0 und 0,4 bis 0,8mm Auslenkung verhalten sich alle getesteten Drahtmaterialien linear und erreichen das pseudoelastische Plateau nicht. Bei nur sehr geringen Nivellierungsproblematiken können daher bei den heute zur Verfügung stehenden Nickel-Titan-Drahtmaterialien nur die Vorteile des Deflexionsvermögens und des geringen E-Moduls im Plateaubereich genutzt werden. Für die Anwender wäre ein Draht wünschenswert, der auch in geringen Auslenkungsbereichen den pseudoelastischen Bereich erreicht.

Da der Bereich der konstanten Kraftabgabe der getesteten Drahtmaterialien auf einem relativ hohen Niveau lag, eignen sich diese Drähte besonders für große Deflexionen. Bei großen Deflexionen sind Drehmomente und vertikale Kräfte, die auf die Nachbarzähne wirken, mitzuberücksichtigen. Burstone und König [15] beschreiben die entstehenden Momente und vertikalen Kräfte, die aufgrund unterschiedlicher Draht-Bracket-Beziehungen und damit verbundener Geometrien entstehen können.

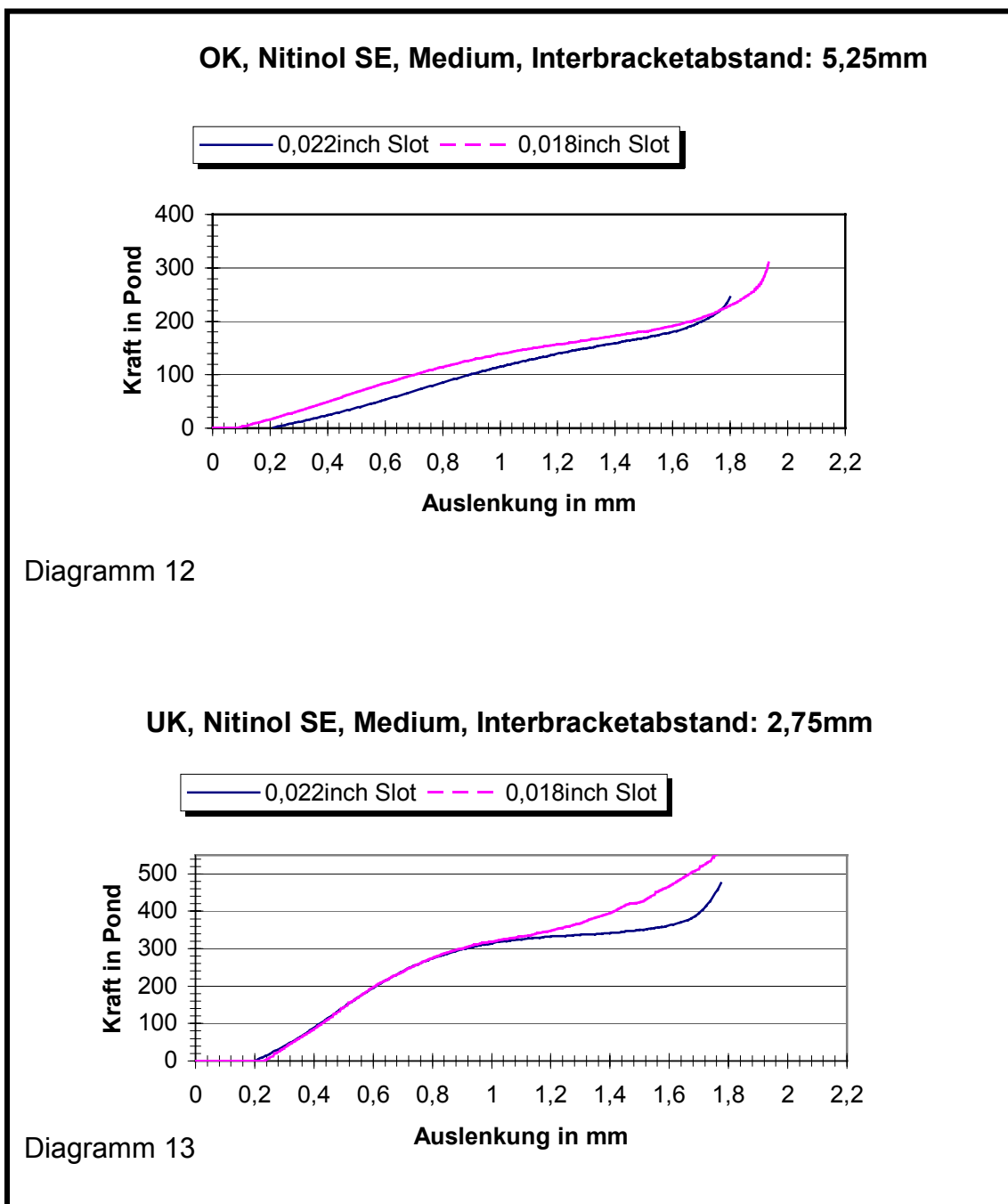
Hohe Kräfte wurden insbesondere bei Nitinol SE in Verbindung mit geringen Interbracketabständen in der Größenordnung von mindestens 200-300g beobachtet. Die Problematik hoher Kraftniveaus ist besonders zu beachten, da die Kraft die entwickelt wird, einer schonenden Zahnbewegung entgegensteht (Wurzelresorption und andere Schädigungen). Steile Kraftabbaukurven von Stahldrähten in Verbindung mit der Elastizität im Periodontalspalt und im Knochen des Alveolarfortsatzes führen zu einer zügigen Abnahme der wirksamen Kraft, während die konstante Kraftabgabe pseudoelastischer Bögen dazu führt, daß es durch die Elastizität im Zahnhalteapparat nicht zu einer nennenswerten Kraftabnahme kommt [56].

Die in den Kraftabbaukurven anfänglich hohen Kräfte stellen gegenüber hohen Kräften im Plateaubereich kein großes Problem dar. Durch eine Überaktivierung des Bogens beim Einlegieren kann dieser Tatsache entgegengewirkt werden.

In der vorliegenden Arbeit, in der es zur Anwendung von Brackets mit der Slotweite von 0,022“ inch. kam, spiegelt sich ein annähernd ähnliches Ergebnis bezüglich der Wirkungsweise der superelastischen Eigenschaften der Drahtmaterialien wieder, wie es in einer ähnlichen Untersuchung gezeigt wurde, in der Brackets mit der Slotweite 0,018“ inch. verwendet wurden.

Nitinol SE zeigte auch in jener Untersuchung mit der kleineren Bracketslotbreite nur geringes bis kein superelastisches Verhalten. Wenn hierzu Diagramme 12 und 13 verglichen werden zeigt sich, daß die Kraftabbaukurven fast linear abfallen.

Wie auch unten noch erwähnt, zeigt sich durch die Verwendung der schmalen Bracketslots, dass das Kraftniveau beim schmalen Bracketslot höher liegt. Dies ist mit einem „gestressteren“ Draht, der besser in den entsprechenden Slot „eingepackt“ liegt zu erklären.



Wie sich auch in den beiden anschließenden Diagrammen 14 und 15 zeigt, hat die Bracketslotbreite keinen entscheidenden Einfluß auf das superelastische Verhalten des Drahtmaterials. Das Plateau befindet sich jeweils auf dem gleichen Kraftniveau. Das Plateau wird jedoch jeweils länger gehalten, was damit zusammenhängen dürfte, dass der Draht im Slot einen geringen Spiel hat und dadurch stärker „gequält“ wird.

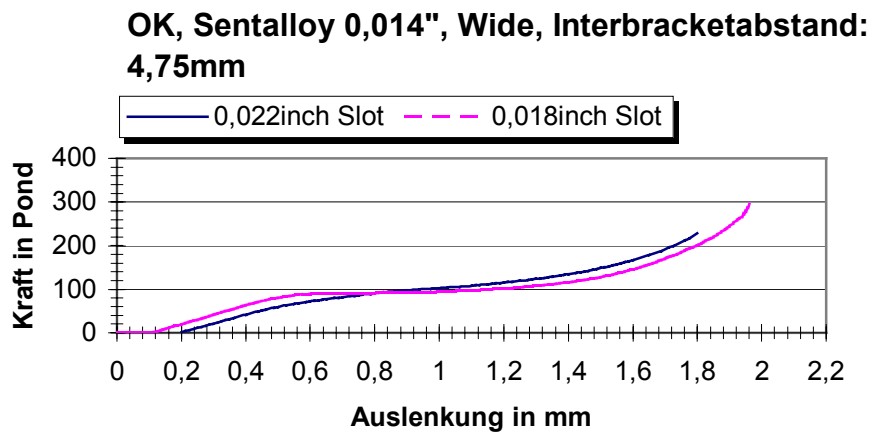


Diagramm 14

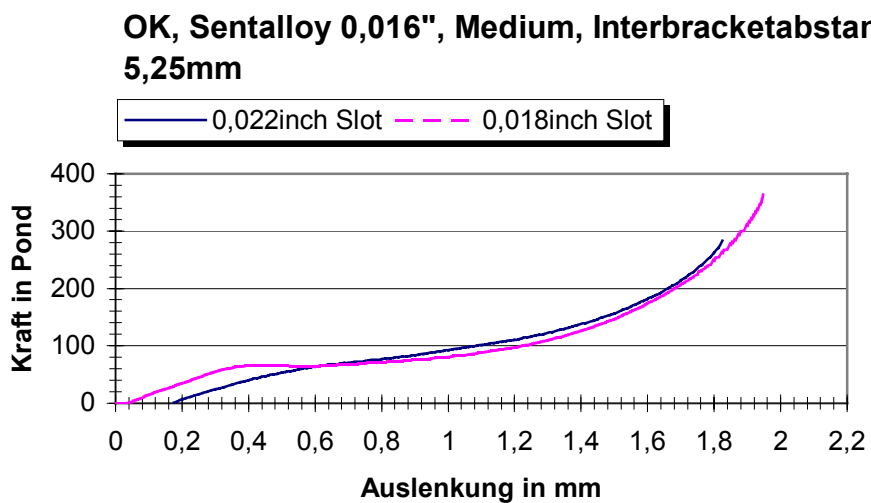


Diagramm 15

Als abschließende Konklusion gilt folgendes Ergebnis hinsichtlich dieser Untersuchung:

Die in der kieferorthopädischen Praxis zur Anwendung kommenden Nivellierungsdrähte sollten möglichst ein superelastisches Verhalten aufzeigen, wobei keine extremen Kraftspitzen existieren sollten.

Damit die entstprechenden Kräfte des jeweiligen Drahtbogens bis zur fast vollständigen Nivellierung des Zahnbogens erhalten bleiben, sollten Materialien mit ausgeprägten Kraftplateaus zur Anwendung kommen, wobei dieses Plateau auf einem physiologisch akzeptablem Niveau liegen muß.

Werden alternativ keine superelastischen Drähte verwendet, muß der Behandler Maßnahmen zur entsprechenden Kontrolle der anfallenden Kräfte ergreifen.

Die Kenntnis der Drahteigenschaften ist daher von größter Wichtigkeit in der klinischen Anwendung.

5.1 Zusammenfassung

Es wurden verschiedene Nivellierungbogenmaterialien entsprechend der klinischen Situation im Drei-Bracket-Versuch einem Test unterzogen. Dieser Test beschränkte sich auf drei verschiedene Bogenmaterialien und die Verwendung von Brackets verschiedener Breiten mit einer Bracketslotweite von 0,022"inch. Die entsprechenden Bracketanordnungen untereinander wurde den verschiedenen Ober- und Unterkieferfront-Behandlungssituationen bezüglich der Interbracketabstände angepasst. Hierbei wurde bei der Auswertung auf die unterschiedliche Bracketbreite ein besonderes Augenmerk gelegt. Die Kräfte, die die Nivellierungsbögen erzeugten, waren teilweise recht hoch, zum Teil unphysiologisch hoch, insbesondere bei der Simulation der Situation für die Unterkieferfront.

Besonders hohe Kräfte ergaben sich bei Drähten mit wenig ausgeprägter Superelastizität und geringen Interbracketabständen. Bei Drähten mit ausgeprägter Superelastizität ergab sich eine geringere Abhängigkeit der Kraft vom Interbracketabstand.

5.2 Summary

Several levelling archwires have been investigated in a three bracket test which is closely related to the clinical situation. The testing was limited to three different wire materials and brackets of different width with a 0,022"inch slot. The inter-bracket distance was selected in accordance with the situation in the upper and lower incisor region independent of the width of the bracket. In the evaluation a special concern was focused on the different bracket widths. The force levels of some archwires were to some extent rather high as a matter of fact not physiological, especially in the simulation of the lower incisor treatment-situation.

Particularly high forces were developed by wires with no significant pseudo-elastic abilities and small inter-bracket distances. Wires with a distinct super-elastic behavior showed less dependence of force and inter-bracket-distance.

6. Literaturverzeichnis

67. Andreasen G F, Hilleman T B (1971) An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. J. Am. Dent. Assoc. 82: 1373-1375
2. Andreasen G F, Brady P R (1972) A use Hypothesis of 55 nitinol wires for orthodontics. Angle Orthod. 42: 172-177
3. Andreasen G F, Morrow R E (1978) Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. Am. J. Orthod. 73: 142-151
4. Andreasen G F (1980) Treatment advantages using nitinolwire instead of 18-8 stainless steel wire with the edgewise bracket. Quint. Int. 4: 43-5
5. Bachmann J (1983) Tourque-Eigenschaften von Stahl- und Nitinol-Drähten. Fortschr. Kieferorthop. 44: 311-315
6. Bantleon H, Droschl H, Pfeiffer K (1989) Neue Drähte und deren Kraftabgabe - Konsequenzen für die Kieferorthopädische Therapie. Fortschr. Kieferorthop. 50: 243-255 (Nr. 4)
7. Barrowes K J, (1982) Archwire flexibility and deformation. J. Clin. Orthod. 16: 803-811
8. Baumgart F, Jorde F, Reiß H G (1976) Memory-Legierungen - Eigenschaften, phänomenologische Theorie und Anwendungen. Tech. Mitt. Krupp Forsch. Ber. 34: 1-16
9. Bensmann G, Baumgart F, Hartwig J (1979) Untersuchungen der Memory-Legierung Nickel-Titan und Überlegungen zu ihrer Anwendung im Bereich der Medizin. Tech. Mitt. Krupp Forsch. Ber. 37: 21-33
10. Bensmann G, Baumgart F, Hartwig J (1981) Anwendung des Memoryeffektes in der Medizin. Metall 35: 312-318
11. Bouraue C, Nolte L P, Drescher D (1992) Numerische Untersuchung kieferorthopädischer Behandlungselemente aus pseudoelastischen NiTi-Legierungen. Biomed. Technik 37: 46-53
12. Buehler W J, Gilfrich J V, Wiley R C (1963) Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition of NiTi. J. Appl. Physics 34: 1475
13. Burstone C J, Goldberg A, (1980) Beta titanium: A new orthodontic alloy. Am. J. Orthod. 77: 121-132
14. Burstone C J, Goldberg A (1983) Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. Am. J. Orthod. 84: 95

-
15. Burstone C J, Koenig H A (1974) Force system from an ideal arch. *Am. J. Orthod.* 65: 270-289
 16. Burstone C J, Qin B, Morton J Y (1985) Chinese NiTi wire- a new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.* 87: 445-452
 17. Burstone C J (1989) Biophysik in der klinischen Kieferorthopädie. In: Graber T M, Swain B F (Hrsg.) *Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie*. S. 271-316, Quintessenz Verlag, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Moskau, Tokio
 18. Castelmann L S, Motzkin S M, Alicardi F P, Bonawit V L (1976) Biocompatibility of nitinol alloys as an implant material. *J. Biomed. Mater. Res.* 10: 695
 19. Chang L C, Read T A (1951) Plastic Deformation and Diffusionless Phase Changes in Metals - The Gold-Cadmium Beta Phase. *AIME* 191: 47-52
 20. Civjan S, Huget E F, De Simon L B (1975) Potential application of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J. Dent. Res.* 54: 89
 21. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H A (1990) Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr. Kieferorthop.* 51: 99-105
 67. Drescher D, Bourauel C, Thier M (1992) Eine pseudoelastische NiTi-Aufrichtefeder für Molaren - Entwurf, biomechanische Prüfung und klinische Anwendung. *Fortschr. Kieferorthop.* 53: 286-296
 23. Elahi M (1999) Kraftwirkung pseudoelastischer Nivellierungsdrähte in Abhängigkeit vom Interbracketabstand. *Zahnmed. Dissertation, Universität Hamburg*
 24. Escher K (1990) Zweiweg-Formgedächtnistraining von NiTi-Legierungen. *Metall* 44: 23-28
 25. Groß A (1990) Superelastische Drahtlegierungen und ihre Einsatzmöglichkeiten in der Kieferorthopädie. *Kieferorthop. Mitt.* 2: 47-56
 26. Hauptmeyer F (1920) Über die Verwendung von rostfreiem Edelstahl in der Zahnheilkunde. *Dtsch. Mschr. Zahnheilk.* 38: 1
 27. Hixon E H, Atikian H, Callow G E, McDonald H W (1969) Optimal force, differential force and anchorage. *Am. J. Orthod.* 55: 437
 28. Hixon E H, Aasen T O, Arazon J, Clark R A, Klostermann R, Miller S S, Odom W M (1970) On force and toothmovement. *Am. J. Orthod.* 57: 476

-
29. Hodgson D E, Wu M H, Biermann J (1990) Shape Memory Alloys. In: Davis J, Penelope A, Lapman R, Zorc T, Henry S, Daquila J, Ronke A, Jakel J, Stedford R (Hrsg.) Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials. Metals Handbook Band 2, 10. Aufl., American Society for Metals, USA, 897-902
 30. Hornbogen E (1987) Legierungen mit Formgedächtnis - Neue Werkstoffe für die Technik der Zukunft?. Metall 41: 488-493
 31. Hornbogen E (1988) Metallkundliche Grundlagen. In: Stöckel D (Hrsg.) Legierungen mit Formgedächtnis. Expert-Verlag, Böblingen
 32. Hornbogen E (1989) Legierungen mit Formgedächtnis. Pract. Met. 26: 279-293
 33. Khier S E, Brantley W A, Fournelle R A (1991) Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am. J. Orthod. and Dentofac. Orthop. 99: 310-318
 34. Kusy R P (1991) Nitinol alloy's: So, who's on first. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 100: 25-26A
 35. Lü L, Aernoudt E, Wollants P, Humbeeck J V, Delaey L (1990) Simulation of Transformation Hysteresis. Z. Metallkde 81: 613-622
 36. 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. Dentofac. Orthop. 90: 1-10
 37. 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
 38. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M, (1988) The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 94: 89-96
 39. Miyazaki S, Otsuka K, Suzuki Y (1981) Transformation pseudoelasticity and deformation behaviour in Ti-50.6% Ni alloy. Scr. Met. 15: 287-292
 40. Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y (1982) Characteristics of Deformation and Transformation Pseudoelasticity in Ni-Ti-Alloys. J. Physique 43: C4 255-260
 41. Newesely H (1989) Werkstoffauswahl für Kieferorthopädische Geräte. Fortschr. Kieferorthop. 50: 99-108 (Nr. 2)
 42. Newesly H (1990) Werkstoffe in der Kieferorthopädie. In: Schmuth G (Hrsg.) Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 11, Kieferorthopädie I, Urban u. Schwarzenberg, München, S 289-320
 43. Ohura Y (1981) Studies on mechanical properties of new superelastic NiTi wire. J. Jpn. Orthod. Soc. 41: 784

44. Ohura Y (1983) Fundamental research of new NiTi wire for orthodontic practice. J. Jpn. Orthod. Soc. 42: 494
45. Ohura Y (1984) Orthodontic studies on super-elastic NiTi wire, Part I: Mechanical properties. J. Jpn. Orthod. Soc. 43: 71-80
46. Ohura Y (1988) Orthodontic studies on super-elastic NiTi alloy wire, Part II: Bending and controlling the amount of force. J. Jpn. Orthod. Soc. 47: 92-104
47. Reitan K. (1989) Biomechanische Prinzipien der Gewebereaktion. In: Graber T M, Swain B F (Hrsg.) Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie. Quintessenz Verlag, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio. S. 149-270
48. Ricketts R M (1980) Biopgressive therapy I. Rocky Mountain Orthodontics, Denver, 1980
49. Rygh P (1985) Orthodontic forces and tissue reactions. In: Thilander B, Rönning O (ed.) Introduction to orthodontics. Tandläkarförlaget, Stockholm, S. 205-224
50. Saburi T, Tarsumi T, Nenno S (1982) Effects of Heat Treatment on Mechanical Behavior of Ti-Ni Alloys. J Physique 43: C4 261-266
51. Schetky L M (1980) Legierungen, die sich an Form erinnern, Spektrum der Wissenschaft 1980, S. 48
52. Schmuth G P F (1983) KFO - Grundzüge und Probleme. 2. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart, New York
53. Schmuth G P F, Vardimon A D (1994) Kieferorthopädie. Thieme Verlag, Stuttgart, New York
54. Schumacher H A, Bourauel C, Drescher D (1992) Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer Nivellierungsbögen - eine dynamische Analyse der Kraftsysteme. Fortschr. Kieferorthop. 53: 273-285
55. Schwarz A M (1932) Die Gewebeveränderungen bei orthodontischen Maßnahmen. Fortschr. Orthod. 2: 11
56. Segner, D (1995) Kraftniveau pseudoelastischer Nivellierungsdrähte in Abhängigkeit vom Interbracketabstand. Fortschr. Kieferorthop. 56: 34-40 (Nr.1)
57. Segner D, Ibe D (1995) Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Europ. J. Orthodont. 17: 395-402
58. Stöckel D (1988) Formgedächtnislegierungen. In: Stöckel D. (Hrsg.) Legierungen mit Formgedächtnis. Expert-Verlag, Böblingen
59. Stöckel D (1990) Metalle erinnern sich. Bild der Wissenschaft 2/1990: 14

-
60. Stöckel D, Weikang Y (1991) Superelastic NiTi Wire. *Wire J. Intern.* 3/1991: 45-50
 61. Storey E, Smith R (1952) Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust. J. Dent.* 56: 11
 62. Tautzenberger P, Stöckel D (1986) Anwendung von Formgedächtnis-Legierungen in der Technik. *Z f wirtsch Fertigung* 81: 703-708
 63. Tautzenberger P (1988) Shape-Memory-Stellelemente. In: Stöckel D (Hrsg.) *Legierungen mit Formgedächtnis*. Expert-Verlag, Böblingen
 64. Tautzenberger P. (1989) Superelastisches Verhalten von Formgedächtnislegierungen. *Metall* 43: 241-245
 65. Thier M (1990) Formgedächtniswerkstoffe für Implantate, Instrumente und Externe Applikationen in der Medizin; Anwendungen und Chancen in der Zukunft. *Metall* 44: 29-33
 66. Thier M (1990) Thermomechanical characterization and medical application of NiTi shape memory alloys. *Proceedings DGM*
 67. Thier M, Mick A, Drescher D, Bourauel S (1991) Deformation behavior of NiTi shape memory alloys in bending. *J. Mater. Sci.* 26: 6473-6478
 68. Thier M, Treppmann D, Drescher D, Bourauel C (1992) Transformation characteristics and related deformation behavior in orthodontic NiTi wire. *J. Mater. Sci.: Materials in Medicine* 3: 229-233
 69. Thurow R C (1982) *Edgewise Orthodontics*. C V Mosby Company, St. Louis, Toronto, London
 70. Tonner R I M, Waters N E (1994) The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Europ. J. Orthod.* 16: 409-419
 71. Tonner R I M, Waters N E (1994) The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: intra-batch variation. *Europ. J. Orthod.* 16: 421-425
 72. Wichelhaus A (1999) *Die Entwicklung und klinische Anwendung superelastischer Bögen und Teilbögen in der Kieferorthopädie*. Habilitationsschrift, Universität Ulm