

Computergestützte Entwicklung kieferorthopädischer Behandlungselemente aus NiTi-Memory-Legierungen am Beispiel einer pseudoelastischen Retraktionsfeder

Chr. Bourauel¹, D. Drescher¹, L. P. Nolte²

Poliklinik für Kieferorthopädie¹ (Komm. Leiter: Priv.-Doz. Dr. D. Drescher), Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, und Mechanical Engineering, Bioengineering², Wayne State University, Detroit, USA

Zusammenfassung: Im Rahmen einer Extraktionstherapie ist die Eckzahnretraktion eine der häufigsten durchzuführenden Behandlungsaufgaben. Um eine körperliche Zahnbewegung zu erzielen, werden in der Teilbogen-technik Behandlungselemente benötigt, die sowohl die für die Retraktion notwendigen Kräfte als auch aufrichtende Drehmomente erzeugen. Adäquate Drehmomente werden bei den zur Zeit gebräuchlichen Retraktionsfedern überwiegend durch Antikippbiegungen erreicht. Durch die Antikipp- und Antirotationsbiegungen sind die Kraftsysteme der Behandlungselemente im Verlauf der Bewegung nicht mehr stabil, das heißt, das Verhältnis der Drehmomente und Kräfte ist nicht konstant. Einen Ausweg bietet der Einsatz hochflexibler Drähte bei der Entwicklung von Retraktionsfedern. Hier sind insbesondere die pseudoelastischen Nickel-Titan-Drähte zu nennen. Zur Berechnung pseudoelastischer Behandlungselemente wurde ein numerisches Modell auf der Grundlage der Methode der finiten Elemente (FEM) entwickelt. Mit dem Programmsystem wurde der Einfluß verschiedener Federgeometrien und NiTi-Legierungen berechnet und diese Parameter so optimiert, daß sowohl die Legierungseigenschaften gut ausgenutzt als auch ein für die Eckzahnretraktion adäquates Kraftsystem erzeugt wurden. Die NiTi-Legierung SentalloyTM zeigte die ausgeprägtesten pseudoelastischen Eigenschaften. Eine 10 mm hohe und breite T-Feder aus einem 0,016" x 0,022"-Draht wies in Verbindung mit Stahlarmen ein Drehmoment/Kraft-Verhältnis von -7 mm über den gesamten Aktivierungsbereich auf, ohne daß aufrichtende Biegungen eingebracht werden mußten. Bei einer Aktivierung von maximal 15 mm wurde ein Bereich von 10,5 mm bis 2,5 mm berechnet, bei dem die distalisierende Kraft nur gering (von 0,9 N auf 0,5 N) abfällt. Eine experimentelle Verifizierung der FEM-Berechnungen im orthodontischen Meß- und Simulationssystem zeigte eine gute Übereinstimmung von Messung und Rechnung. Der klinische Einsatz der T-Feder wird demonstriert.

Computer aided design of orthodontic appliances made of NiTi memory alloys – a pseudoelastic canine retraction spring

Summary: Employing the segmented arch technique, specifically designed loops are employed to bring about sufficient force and turning moments to achieve a purely translatory retraction. Most importantly, the moment to force ration (M/F) is determined by the occluso-gingival height, but, as there are intraoral limitations to the spring height, the maximum possible M/F is also limited. Consequently the M/F is no longer constant and activation of the loop to achieve a specific M/F can become critical. This potential problem can be overcome by the use of highly flexible wires, particularly those made of the superelastic alloy nickel titanium. The data presented in this study result from calculations arrived at with the help of a plane numerical model of pseudoelasticity which in turn is based on the finite element method. The calculations are compared with those resulting from experimentations using the orthodontic measurement and simulation system. A variation in the different parameters led to the design of a T-loop with a height and an apical length of 10 mm each. A T-segment made of superelastic NiTi alloy Sentalloy (0.016" x 0.022") was joined to steel horizontal arms. This loop produces a

constant M/F ratio of -7 mm and requires no uprighting bends. The range of activation is approximately 15 mm. A superelastic plateau was calculated between an activation of 10.5 mm and 2.5 mm, with a distalising force from 0.9 N to 0.5 N. The experimental values corresponded to the numerical data. The clinical application of the superelastic T-loop is thus demonstrated.

Einleitung

1. Problemstellung und biomechanische Voraussetzungen

Die kontrollierte, körperliche Bewegung der Eckzähne ist eine Behandlungsaufgabe, mit der der Kieferorthopäde im Rahmen einer Extraktionstherapie immer wieder konfrontiert wird. Eine Kontrolle der Zahnbewegung ist ohne genaue Kenntnis der biomechanischen Randbedingungen und des mechanischen Verhaltens der eingesetzten Apparatur jedoch kaum möglich. Die biomechanischen Voraussetzungen einer Eckzahnretraktion sind in Abbildung 1 dargestellt. In der bukkalen Ansicht (a) erkennt man, daß eine distalisierende Kraft F ein Drehmoment erzeugt, das den Zahn in die Bewegungsrichtung zu kippen versucht. Dieses Drehmoment wird durch den exzentrisch zum Widerstandszentrum (WZ) liegenden Kraftangriff mit einem resultierenden Hebelarm r erzeugt. Nimmt man an, daß das Widerstandszentrum eines Zahns bei zwei Drittel des Abstandes Apex-Alveolarkamm liegt, so erhält man zum Beispiel für eine Wurzellänge von $l = 12$ mm und einen Abstand Bracketmittelpunkt-Alveolarkamm von $b = 3$ mm eine Hebelarmlänge von $r = (1/3 l + b) = 7$ mm. Eine distalisierende Kraft von 1 N erzeugt somit ein angulierendes Drehmoment von $M_r = +7$ Nmm. Um eine körperliche Eckzahnbewegung zu erzielen, muß diesem kippenden Drehmoment ein aufrichtendes Moment von -7 Nmm entgegenwirken. Je nach Wurzellänge variieren diese Werte, für die eingesetzte Apparatur werden Drehmoment/Kraft-Verhältnisse (M/F) zwischen 7:1 mm und 10:1 mm empfohlen. Eine ähnliche Situation ist in der okklusalen Ansicht (b) zu erkennen. Setzt man das Widerstandszentrum für eine Rotation in der Okklusionsebene mit der Zahnachse gleich, so ergibt sich bei entsprechenden Überlegungen eine Forderung nach einem Behandlungselement mit einem M/F-Verhältnis von -4 mm.

Derartige Kraftsysteme können prinzipiell durch den Einsatz verschiedener Mechaniken erzielt werden: bei

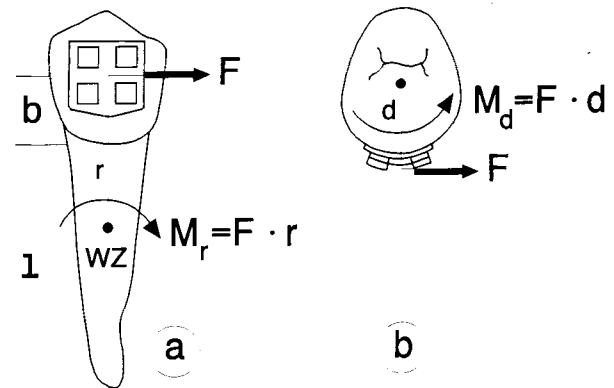


Abb. 1. Biomechanische Voraussetzungen der Eckzahnretraktion, bukkale Ansicht (a). Eine distalisierende Kraft F erzeugt ein angulierendes Drehmoment, das abhängig von der Wurzellänge und dem Abstand Bracketmittelpunkt-Alveolarkamm ist. Um eine körperliche Eckzahnbewegung zu erzielen, muß diesem kippenden Drehmoment ein aufrichtendes Moment entgegenwirken. In der okklusalen Ansicht (b) ist eine ähnliche Situation zu erkennen.

der *bogengeführten Zahnbewegung* werden die aufrichtenden Momente durch die Führung entlang des Bogens erzielt. In der *Segmentbogentechnik* [8] werden dagegen sowohl die distalisierende Kraft als auch die Antikipp- und Antirotationsmomente durch entsprechend ausgelegte Retraktionsfedern erzeugt.

Bei der Konstruktion einer Retraktionsfeder können verschiedene Parameter variiert werden: Federgeometrie, Dimensionen (Höhe, Breite, Länge) und Legierung. Eine Anpassung des M/F-Verhältnisses erfolgt dabei überwiegend durch sogenannte *Antikipp- und Antirotationsbiegungen*. Diese Biegungen führen aber dazu, daß initial ein zu geringes Drehmoment, nach Eintreten einer Bewegung jedoch ein zu hohes Drehmoment erzeugt wird. Die korrekte Aktivierung wird durch das instabile Kraftsystem problematisch, bei Beachtung der initialen Zahnstellungen wird die intraorale Justage weiter erschwert. Ziel einer Entwicklung muß daher eine Feder sein, die über einen großen Aktivierungsbereich stabile Kraftsysteme aufweisen kann. Auswege aus dieser Situation sollten neue Werkstoffe bieten, die die Entwicklung langweiger Behandlungselemente ermöglichen. Hier sind vor allem die Nickel-Titan-Legierungen (NiTi) zu nennen.

2. Pseudoelastische NiTi-Drähte

Das mechanische Verhalten von Nickel-Titan-Drähten und deren Anwendungsmöglichkeiten in der Kieferorthopädie wurden bereits in einer großen Zahl von Publikationen ausführlich beschrieben [1, 2, 11, 17]. Gleiches kann für die kristallographischen Grundlagen gesagt werden [7, 22]. Als besonders vielversprechende Eigenschaft erweist sich die *Pseudo- oder Superelastizität* der NiTi-Drähte. Die Charakterisierung und die Definition der Materialparameter erfolgen anhand des Spannungs/Dehnungs-Diagramms, das man aus einem Zugversuch an einer pseudoelastischen Legierung erhält. Da die Materialeigenschaften von Nickel-Titan stark temperaturabhängig sind, müssen diese Zugversuche bei der Anwendungstemperatur, im Fall der orthodontischen Drähte also bei 37°C, durchgeführt werden.

Die entsprechenden Parameter (E-Moduln und Dehnungen) sind in dem schematischen Spannungs-/Dehnungs-Diagramm (Abb. 2) definiert. Auffälligstes Merkmal ist das sogenannte pseudoelastische Plateau, das von der Dehnung ϵ_A bis zur Dehnung ϵ_B reicht. In diesem Bereich bleibt die Spannung praktisch unabhängig von der Dehnung. Als typische Werte für die verschiedenen E-Moduln und Dehnungen können je nach Zusammensetzung und Bearbeitung der Legierungen folgende Bereiche angegeben werden:

E_{OA} und E_{DO} : 20000 N/mm² bis 60000 N/mm²

E_{AB} und E_{CD} : 100 N/mm² bis 1000 N/mm², ϵ_A und ϵ_D : 0,5% bis 2,5%,

E_{BM} und E_{MC} : 10000 N/mm² bis 30000 N/mm², ϵ_B und ϵ_C : 5,0% bis 8,0%.

Breite und Höhe des pseudoelastischen Plateaus spielen bei der Konstruktion von Behandlungselementen aus NiTi-Drähten die zentrale Rolle.

Aus dem mechanischen Verhalten pseudoelastischer Legierungen können für ein orthodontisches Behandlungselement zunächst wichtige Folgerungen gezogen werden:

– Ein pseudoelastisches Behandlungselement sollte bei gleichen Dimensionen gegenüber Federn aus konventionellen Legierungen (Stahl, TMA, CoCr) extrem langwegig sein, da eine Nickel-Titan-Legierung Maximaldehnungen bis zu 8% erlaubt (Stahl usw. zirka 1,2%).

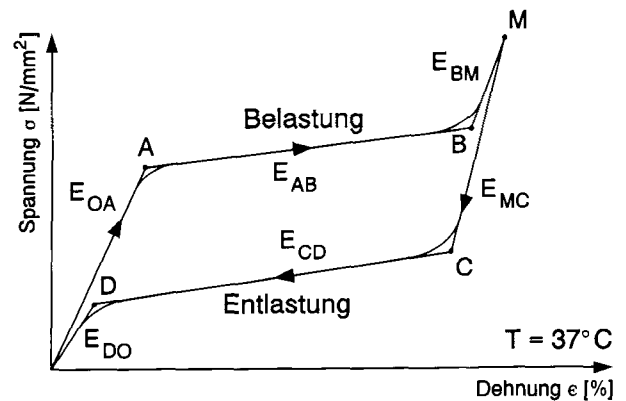


Abb. 2. Die Materialparameter einer pseudoelastischen NiTi-Legierung werden anhand der schematischen Darstellung eines Zugversuchs beschrieben. Charakteristisch für das Verhalten sind das pseudoelastische Plateau und die ausgeprägte Hysterese.

– Nach einer initialen Aktivierungsphase mit einem linearen Kraftanstieg wird die Kraft nahezu unabhängig von der Aktivierung sein, da die Legierung in das pseudoelastische Plateau übergeht.

– Die Empfindlichkeit pseudoelastischer Behandlungselemente gegen herstellungsbedingte Fehler und gegen Fehler, die durch eine notwendige intraorale Justage entstehen, ist im Vergleich zu konventionellen Elementen wesentlich geringer.

– Da ein kieferorthopädisches Behandlungselement zunächst *aktiviert*, im Verlauf der Bewegung aber *deaktiviert* wird, befindet sich die pseudoelastische Legierung in dieser Phase auf dem *Entlastungsplateau*, und das Kraftniveau sinkt durch die Hysterese zunächst deutlich ab, bleibt dann jedoch konstant, woraus in diesem Bereich eine sehr niedrige Kraft/Auslenkungsrate resultiert.

– Ein pseudoelastisches Behandlungselement sollte Schutz gegen ein Überschreiten der physiologischen Kraftgrenzen (Überaktivierung) bieten, da nach Verlassen des Plateaus die Kraft deutlich ansteigt und vor einer weiteren Aktivierung „warnt“.

Dabei muß beachtet werden, daß diese vorteilhaften Eigenschaften nur erreicht werden können, wenn eine Legierung gewählt wird, deren Materialparameter bei Mundtemperatur (37°C) an die Anwendung angepaßt sind [11], und wenn die Materialeigenschaften während der Formgebung nicht verändert werden [18]. Zudem muß durch eine entsprechende Wahl der Form und der Größe sichergestellt werden, daß die gewählte Legierung bei einer Aktivierung des Behandlungsele-

ments so weit gedehnt wird, daß sie das pseudoelastische Plateau tatsächlich erreicht.

Ziel der vorliegenden Studie war es daher, eine pseudoelastische Retraktionsfeder zu entwickeln, die die Materialeigenschaften der NiTi-Legierungen möglichst optimal ausnutzt, gleichzeitig aber auch ein stabiles, an die Eckzahnretraktion angepaßtes Kraftsystem erzeugt. Dabei müssen folgende Punkte untersucht werden:

- Welche der am Markt erhältlichen Legierungen eignet sich am besten?
- Ist eine Kombination der NiTi-Drähte mit konventionellen Legierungen möglich?
- Welche Geometrie kann gewählt werden?
- Welche Dimensionen haben den größten Einfluß auf das Kraftsystem?
- Weist dieses Behandlungselement Pseudoelastizität auf?
- Eignet es sich für den klinischen Einsatz?

Zur Durchführung dieser Untersuchungen sollen sowohl experimentelle als auch analytische Methoden eingesetzt werden.

Material und Methoden

Eingesetzte Legierungen

Die NiTi-Legierung Sentalloy™ (GAC International, Inc., Central Islip, N.Y.) hat sich in früheren Untersuchungen [11, 17] als sehr gut an die Anwendungstemperatur angepaßt und als ausgeprägt pseudoelastisch erwiesen. Sowohl für die numerischen als auch für die experimentellen Untersuchungen wurde daher diese Legierung eingesetzt. Die Parameter sind in Tabelle 1 zusammengefaßt. Sehr deutlich sind die großen Fehler im Bereich von 10% bis 20% und eine Diskrepanz von zirka 20% zwischen den Werten aus dem Zug- bzw. Biegeversuch zu erkennen. Diese Fehler und Abweichungen können durch den Herstellungsprozeß der Legierungen und durch das Ziehen der Drähte aus den Gußrohlingen erklärt werden [21, 22]. Da ein kieferorthopädisches Behandlungselement überwiegend, jedoch nicht ausschließlich auf Biegung beansprucht wird, wurden in den Berechnungen die Parameter des Biegeversuchs eingesetzt.

Da zur Befestigung der Behandlungselemente an den Brackets und zur intraoralen Justage einzelne Biegun-

gen in ein Behandlungselement eingebracht werden müssen, ist es von Vorteil, die Befestigungssegmente aus konventionellen Legierungen (zum Beispiel Stahl) herzustellen. Daher sollte untersucht werden, inwiefern eine Materialkombination aus einem aktiven pseudoelastischen Segment und Befestigungselementen aus Stahl die Kraftsysteme der Behandlungselemente beeinflussen kann. Es wurden die Parameter der Stahllegierung Hi-T II® (Unitek/3M, Monrovia, Ca.) gewählt (Querschnitt= 0,018" x 0,025", E-Modul: 162000 N/mm²). Zum Vergleich mit den pseudoelastischen Behandlungselementen wurden Retraktionsfedern gleicher Dimensionen mit den Parametern der Legierung TMA® (Ormco Corp., Glendora, Ca.) berechnet (Querschnitt: 0,016" x 0,022", E-Modul: 55000 N/mm²).

Finite-Elemente-Modell pseudoelastischen Verhaltens

Die dargelegten Anforderungen an die zu wählende NiTi-Legierung und an das Behandlungselement lassen eine rein auf Empirik basierende Entwicklung pseudoelastischer Behandlungselemente nahezu unmöglich erscheinen. Stellt sich bereits die gezielte Entwicklung orthodontischer Behandlungselemente für die Segmentbogentechnik beim Einsatz konventioneller Legierungen als schwierig heraus [9], so muß die Verbindung der ungewöhnlichen Materialeigenschaften der NiTi-Legierungen mit der Forderung nach stabilen und an die geforderte Bewegung angepaßten Kraftsystemen diese Situation noch verschärfen.

Zur Berechnung des Verhaltens komplexer mechanischer Strukturen eignet sich insbesondere die Finite-

Parameter	Zugversuch	Biegeversuch
E _{0A} (kN/mm ²)	44,0 (5,0)	53,0 (3,0)
ε _A (%)	0,9 (0,1)	0,8 (0,2)
E _{AB} (kN/mm ²)	0,3 (0,2)	0,2 (0,1)
ε _B (%)	6,3 (0,2)	6,3 (0,1)
E _{BM} (kN/mm ²)	14,0 (2,0)	11,0 (4,0)
E _{D0} (kN/mm ²)	32,0 (6,0)	40,0 (3,0)
ε _D (%)	0,3 (0,1)	0,6 (0,4)
E _{CD} (kN/mm ²)	0,5 (0,1)	0,6 (0,1)
ε _C (%)	5,3 (0,1)	6,3 (0,2)
E _{MC} (kN/mm ²)	18,0 (1,0)	31,0 (2,0)

Tab. 1. Im Zug- und Biegeversuch gemessene mechanische Parameter der NiTi-Legierung GAC-Sentalloy™ Drahtquerschnitt 0,016" x 0,022". Definition der Parameter gemäß Abbildung 2. Es wurden jeweils fünf Messungen durchgeführt und der Mittelwert berechnet. Die Werte in Klammern geben die Standardabweichungen an.

Elemente-Methode (FEM) (zum Beispiel [3]). Die FEM ist eine ingenieurwissenschaftliche Methode, bei der eine beliebige Struktur in eine große Zahl kleiner – *finit* – Elemente zerlegt wird. Das mechanische Verhalten der einzelnen Elemente wird als bekannt und somit berechenbar vorausgesetzt. Das Rechenmodell fügt diese Elemente an Knotenpunkten wieder zusammen. Unter Zugrundelegung der Materialparameter kann das aus den Materialgesetzen und den geometrischen Daten entstehende System linearer oder nichtlinearer Gleichung auf einem Computer gelöst werden. Als Ergebnisse erhält man das Verhalten der gesamten Struktur finiter Elemente.

Die FEM wurde bereits mehrfach zur Berechnung der Kraftsysteme orthodontischer Behandlungselemente eingesetzt [13–15, 19, 24]. Dabei wurden die Eigenschaften von Stahl-, Titan-, Molybdän- und Kobalt-Chrom-Legierungen zugrunde gelegt. Da bislang noch kein numerisches Modell der Pseudoelastizität bekannt ist, wurde ein Rechenmodell auf der Grundlage der FEM entwickelt und mit einer graphischen Benutzeroberfläche verbunden. Dieses Programmsystem SOLF (Simulation Orthodontischer Loops mit Finiten Elementen) wurde bereits an anderer Stelle beschrieben [6]. Es ist in der Lage, das mechanische Verhalten der verschiedenen Nickel-Titan-Legierungen zu simulieren, kann aber auch zur Berechnung von Behandlungselementen aus konventionellen orthodontischen Legierungen und von Behandlungselementen aus mehreren verschiedenen Drähten eingesetzt werden.

Biomechanischer Meßplatz

Die experimentellen Untersuchungen wurden mit dem orthodontischen Meß- und Simulationssystem (OMSS) durchgeführt [5, 12]. Das Meßsystem bietet durch den Aufbau mit zwei Kraft/Drehmoment-Sensoren und zwei Sechs-Achsen-Verstelltischen die Möglichkeit, nahezu jede Behandlungssituation im Rahmen des Zwei-Zahn-Modells zu untersuchen. Dabei sind verschiedene Meßmodi möglich; unter anderem kann für einen direkten Vergleich mit den FEM-Berechnungen eine einfache einaxiale (also mesiodistale) Aktivierung einer Retraktionsfeder durchgeführt werden. Dabei werden alle Kräfte und Drehmomente des Behandlungselements erfaßt, die den berechneten Kraft- und Drehmomentkomponenten aus den Berechnungen entsprechen. Der Temperaturabhängigkeit der NiTi-Legierungen wird im OMSS durch einen Aufbau der Apparatur in einer Temperaturprüfkammer und einer Durchführung der Experimente bei 37°C Rechnung getragen.

Für eine eingehende biomechanische Analyse des Verhaltens der pseudoelastischen Retraktionsfedern ist die sogenannte Simulationsmessung interessant. Als Ausgangssituationen dieser Simulationen werden die Zahnstellungen, Widerstandszentren und das gewünschte Bewegungsausmaß bei einem Patienten ermittelt und das OMSS auf diese initialen Positionen eingestellt. Das am Eckzahn angreifende Kraftsystem wird mit Hilfe der Kraft/Drehmoment-Sensoren gemessen und anschließend in einem mathematischen Modell der Zahnbewegung in resultierende Positionsänderungen der Zähne umgerechnet. Diese Bewegungen werden von den computergesteuerten Verstelltischen ausgeführt. Um eine möglichst realistische Darstellung der Zahnbewegung zu erhalten, wird die berechnete Positionsänderung in sehr kleine Schritte zerlegt und nach jedem gefahrenen Schritt eine Veränderung des Kraftsystems gemessen. Diese Veränderung geht in eine erneute Berechnung und in die entsprechende durchzuführende Positionsänderung ein. Durch zyklisches Wiederholen dieses Vorgangs können die Dynamik der Zahnbewegung vollständig erfaßt und nötige Modifikationen der Retraktionsfedern vor einem klinischen Einsatz erkannt werden.

Durchführung der numerischen Untersuchungen

Unter den verschiedenen zur Zeit gebräuchlichen Retraktionsfedern bietet die T-Feder nach *Burstone* [10] die günstigsten Voraussetzungen, da bei ihr ein großer Anteil des Drahts in apikaler Richtung liegt und somit bereits ohne aufrichtende Biegungen ein hohes Drehmoment/Kraft-Verhältnis erzielt werden kann [16]. Dies konnte auch in einer vergleichenden Untersuchung der Kraftsysteme verschiedener pseudoelastischer Retraktionsfedern bestätigt werden [4]. Die berechneten und gemessenen charakteristischen Eigenschaften dieser Retraktionsfedern sind in Tabelle 2 zusammengefaßt. Der Tabelle kann entnommen werden, daß für den Einsatz pseudoelastischer Behandlungselemente im Rahmen der Segmentbogentechnik zur Zeit nur die T-Feder in Frage kommt. Die Untersuchungen werden daher an diesem Beispiel vorgestellt.

Um das mechanische Verhalten eines Behandlungselements auf die Legierungseigenschaften abzustimmen, müssen zunächst verschiedene geometrische Parameter systematisch variiert werden. Für die Berechnungen wurde eine T-Feder aus Sentalloy™ (Querschnitt: 0,016" x 0,022") in insgesamt 250 finite Elemente zerlegt. Die Dimensionen, die im Rahmen der Berechnungen variiert wurden, können der Abbildung 4a ent-

Behandlungselement	M/F (mm)	Distalisierende Kraft (N)	Breite des Plateaus (mm)	Bemerkung
T-Feder	-7,5	0,5-1,0	8,0	Ausnutzung der Pseudoelastizität zufriedenstellend, adäquates M/F-Verhältnis
U-Feder	-6,2	1,5-2,5	5,0	Gute Ausnutzung der Pseudoelastizität, M/F-Verhältnis zu gering
Ω-Feder	-7,0	1,0-2,0	5,0	Schlechte Ausnutzung der Legierungseigenschaften, adäquates M/F-Verhältnis

Tab. 2. Zusammenfassung der mechanischen Eigenschaften für drei verschiedene Retraktionsfedern. Die U-Feder nutzt die Pseudoelastizität der NiTi-Legierungen gut aus, erreicht jedoch das nötige M/F-Verhältnis von -7 mm nicht und erzeugt zu hohe distalisierende Kräfte. Die Ω-Feder erzeugt ein adäquates Kraftsystem und ist sehr einfach in der Herstellung. Bei der Formgebung eines Kreisringes aus einem geraden NiTi-Draht werden aber die Legierungseigenschaften stark verändert. Dadurch wird die Pseudoelastizität bei diesem Behandlungselement nur schlecht ausgenutzt, und die Kraft ist zu hoch. Einen guten Kompromiß stellt die T-Feder dar. Das Drehmoment/Kraft-Verhältnis kann in einem weiten Bereich variiert werden, die Kraft ist an die Behandlungsaufgabe gut angepaßt, die Herstellung ist jedoch sehr aufwendig.

nommen werden. Die Untersuchungen umfaßten die Bestimmung der Einflüsse der Gesamthöhe H und der apikalen Länge L auf die mechanischen Eigenschaften des Behandlungselements. Die Einflüsse einer Variation der Krümmungsradien R und r_H sowie der Armlänge D stellten sich im Rahmen weiterer Berechnungen als gering heraus [4]. Es wurden zum einen T-Federn vollständig aus Sentalloy™ berechnet, zum anderen wurden die T-Segmente im Bereich der horizontalen Arme (D) mit Stahldraht verbunden, die dann zur Fixierung an den Brackets dienen können.

Formgebung

Ein Vergleich numerischer und experimenteller Untersuchungen erfordert die reproduzierbare Herstellung von Behandlungselementen aus NiTi-Legierungen. Ein pseudoelastischer Draht kann jedoch nicht mit der Zange gebogen werden. Aufgrund des Memoryeffektes würde sich eine in den Draht eingebrachte Biegung bei Erwärmung auf Körpertemperatur vollständig zurückbilden. Wird dagegen bei der Biegung der elastische Bereich der Legierung überschritten, so bleibt zwar eine Restverformung erhalten, der Draht wird aber im Bereich der Biegung aufgehärtet und versprödet. Die mechanischen Eigenschaften der Legierung können sich ändern, und der Draht wird bruchanfällig [18].

Zur Formgebung müssen pseudoelastische Drähte daher im deformierten Zustand einer Wärmebehandlung bei 200°C bis 400°C unterzogen werden [18]. Die eingeprägte Form sollte dabei möglichst vollständig erhalten bleiben, die mechanischen Eigenschaften der Legierung sich aber nicht verändern. Zur Durchführung der Wärmebehandlung werden verschiedene Alternativen angeboten. Von Miura et al. wurde die elektrothermische Behandlung vorgeschlagen (direct

electric resistance heat treatment method, DERHT) [18]. Durch Widerstandsheizung wird der Draht erwärmt und kann verformt werden, ohne daß innere Spannungen aufgebaut werden. Mit dieser Methode wurde von Sander die Formgebung einer pseudoelastischen T-Feder demonstriert [20]. Die Reproduzierbarkeit kleiner Biegeradien ist jedoch fraglich. Für die Herstellung komplexer Geometrien sollte auch aufgrund der Überhitzungsgefahr ein anderes Verfahren gewählt werden.

Um reproduzierbare Ergebnisse und einen Vergleich mit numerischen Untersuchungen zu gewährleisten, wurde für die Formgebung der T-Federn eine Wärmebehandlung im Ofen gewählt. Die berechneten Geometrien wurden zunächst als Vorlagen in Keramikscheiben eingraviert, in die die NiTi-Drähte eingelegt wurden. Die anschließende Wärmebehandlung wurde bei 320°C für drei Stunden durchgeführt. Da NiTi-Drähte nicht geschweißt oder gelötet werden können, wird das T-Segment anschließend über Quetschröhrchen mit Stahlarmen verbunden. Eine auf diese Weise hergestellte T-Feder ist in Abbildung 3 dargestellt.

Experimentelle Untersuchung der Kraftsysteme und biomechanische Prüfung

Für eine experimentelle Verifizierung der numerischen Ergebnisse wurde die Geometrie der hergestellten T-Feder genau bestimmt. Mit diesen Daten kann das FEM-System eine vollständige Aktivierungskurve berechnen. Zum Vergleich wurde das Kraftsystem der hergestellten T-Feder bei mesiodistaler Aktivierung im OMSS bei 37°C vermessen.

Abschließend sollte ein neues Behandlungselement vor einem klinischen Einsatz im Experiment daraufhin überprüft werden, ob mit dem berechneten und in

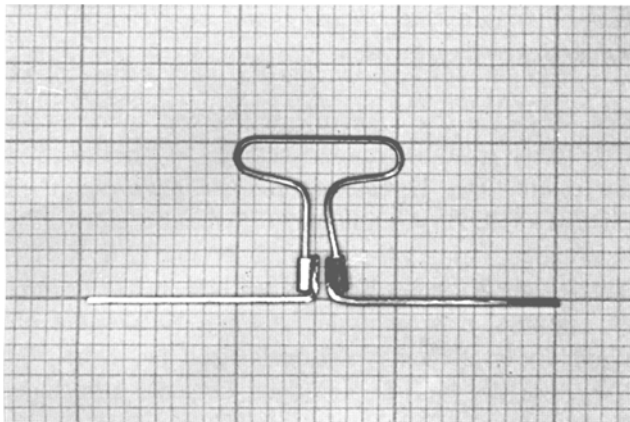


Abb. 3. Eine 10 mm hohe experimentelle T-Feder aus Nickel-Titan. Die Formgebung erfolgte durch Einlegen eines 0,016" x 0,022"-NiTi-Drahtes (Sentalloy™) in eine Keramikmatrize mit anschließender Wärmebehandlung im Ofen bei 320°C.

Aktivierungsmessungen ermittelten mechanischen Verhalten auch die gewünschte Zahnbewegung erzielt werden kann. Dabei ist besonderes Augenmerk auf eine Konstanz des Kraftsystems und auf geringe Nebenwirkungen zu legen. Das OMSS bietet diese Möglichkeit der Überprüfung in Form der oben beschriebenen Simulationsmessungen.

Ergebnisse

Systematische Untersuchungen

Zur Charakterisierung der Retraktionsfedern werden in Anlehnung an *Burstone* und *Koenig* [10] folgende Werte herangezogen:

- das Drehmoment/Kraft-Verhältnis (M/F) vor Erreichen des pseudoelastischen Bereichs,
- die Kraft/Auslenkungsrate (F/Δ) des Behandlungselements im ersten linear elastischen Bereich,
- der Aktivierungszustand Δx der Feder, bei der der pseudoelastische Bereich erreicht wird. In Verbindung mit der Kraft/Auslenkungsrate kann hiermit das Niveau des pseudoelastischen Plateaus bei *Belastung* eingeschätzt werden. Das *Entlastungsplateau* liegt entsprechend niedriger.

Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 4a, 4b und 5a, 5b zusammengefaßt. Abbildung 4a verdeutlicht eine starke Abhängigkeit des Drehmoment/Kraft-Verhältnisses und der Kraft/Auslenkungsrate von der Höhe der T-Feder. Interessant ist, daß die NiTi-Feder in Verbindung mit den Stahlsegmenten ein größeres M/F-Verhältnis aufweist als ein vollständig aus einer NiTi-Legierung hergestelltes Behandlungselement.

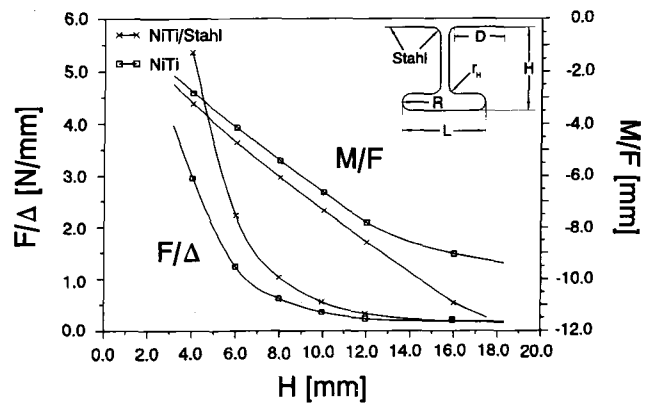


Abb. 4a

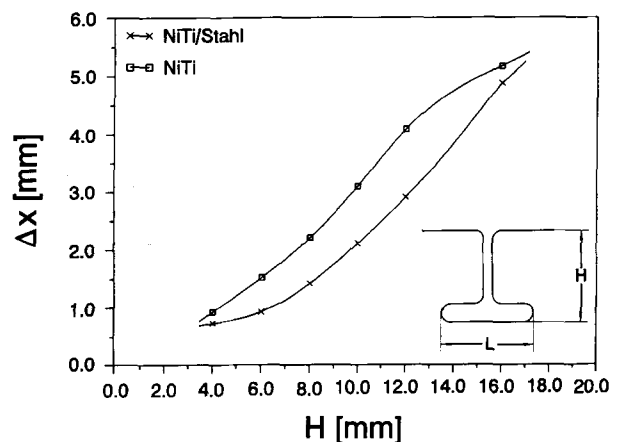


Abb. 4b

Abb. 4a. Berechnete Abhängigkeit der Kraft/Auslenkungsrate und des M/F-Verhältnisses von der Höhe H einer T-Feder (alle anderen Parameter konstant, L = 10 mm). Behandlungselement vollständig aus Sentalloy™: NiTi; aus Sentalloy in Verbindung mit Stahlarmen: NiTi + HIT. - Abb. 4b. Berechnete Aktivierung Δx, bei der die ersten Bereiche des Behandlungselements in Abhängigkeit von der Höhe in das pseudoelastische Plateau der NiTi-Legierungen übergehen. Übrige Bezeichnungen entsprechend Abbildung 4a.

Für eine kombinierte NiTi/Stahl-Feder der Höhe H = 10 mm ergibt sich ein M/F-Verhältnis von -7,5 mm im Gegensatz zu -6,5 mm für die reine NiTi-Feder. Bedingt durch den geringeren NiTi-Anteil, wurde für die NiTi/Stahl-Feder jedoch eine größere Kraft/Auslenkungsrate als für die reine NiTi-Feder berechnet. Dagegen erreicht die NiTi/Stahl-Feder den pseudoelastischen Bereich bereits bei einer geringeren Aktivierung als die reine NiTi-Feder (Abb. 4b: bei einer Höhe von H = 10 mm bereits bei Δx = 2,0 mm gegenüber Δx = 3,0 mm). Somit ist mit dem kombinierten Behandlungselement eine bessere Ausnutzung der Legierungseigenschaften möglich, während gleichzeitig die mechanischen Eigenschaften der Retraktionsfeder verbessert werden. In Verbindung mit der entsprechenden

Kraft/Auslenkungsrate sollten beide T-Federn bei 10 mm Höhe eine distalisierende Kraft von zirka 1,0 N erzeugen.

Den Abbildungen 5a und 5b ist zu entnehmen, daß die Einflüsse der apikalen Länge L wesentlich geringer sind als die Einflüsse der Höhe, wobei L = 10 mm jedoch als optimal anzusehen ist, da bei weiterer Steigerung die Kraft-/Auslenkungsrate praktisch konstant bleibt. Insgesamt scheint eine T-Feder mit den Dimensionen $H = 10$ mm, $L = 10$ mm für die Herstellung einer pseudoelastischen T-Feder für die Eckzahnbewegung gut geeignet. In Verbindung mit Stahlsegmenten kann bereits ohne aufrichtende Biegungen ein adäquates Drehmoment/Kraft-Verhältnis erreicht werden.

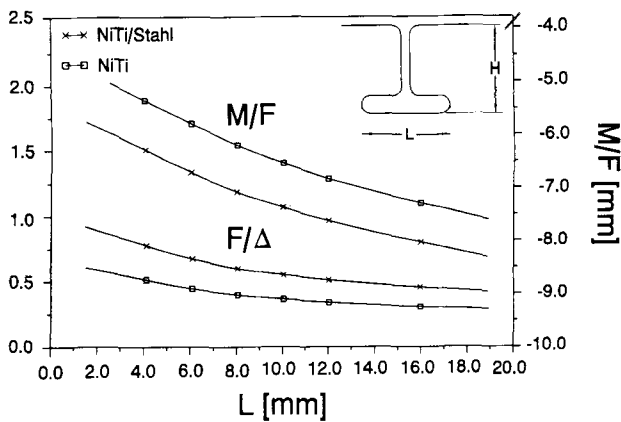


Abb. 5a

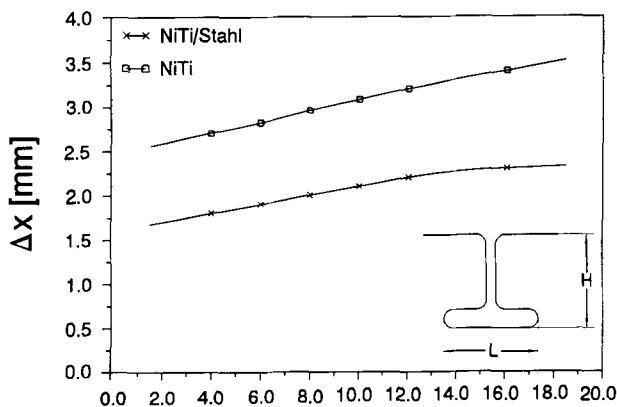


Abb. 5b

Abb. 5a. Kraft/Auslenkungsrate und Drehmoment/Kraft-Verhältnis in Abhängigkeit von der Länge L der T-Feder ($H = 10$ mm, übrige Bezeichnungen und Dimensionen wie in Abbildung 4a). – Abb. 5b. Berechnete Abhängigkeit der Aktivierung Δx , bei der die ersten Bereiche des Behandlungselements pseudoelastisch werden, von der Länge.

Experimentelle Untersuchung und Vergleich mit den numerischen Ergebnissen

Der Vergleich der experimentellen und numerischen Ergebnisse (distalisierende Kraft) ist in Abbildung 6a dargestellt. Der berechnete Belastungsast zeigt ein Plateau zwischen 4,0 mm und 15,0 mm bei einer distalisierenden Kraft zwischen 1,2 N und 2,0 N. Der Anstieg der Kraft im Bereich des Plateaus ist dadurch zu erklären, daß nicht der gesamte NiTi-Anteil des Behandlungselements pseudoelastisch ist. Durch die Hysterese der NiTi-Legierungen liegt der berechnete Entlastungsast (0,9 N bis 0,5 N) niedriger als der Belastungsast. Das Plateau erstreckt sich dabei von 10,5 mm Aktivierung bis zu 2,5 mm, woraus eine

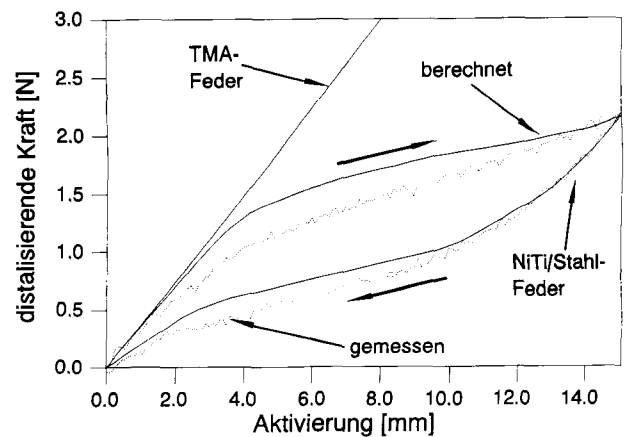


Abb 6a

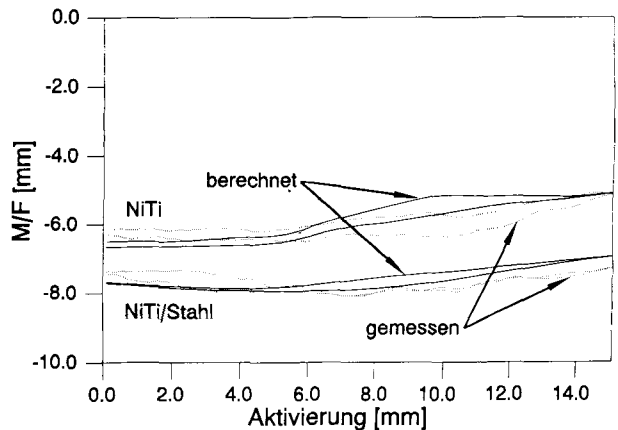


Abb. 6b

Abb. 6a und 6b. Vergleich der gemessenen und der gerechneten Aktivierungskurven von 10 mm hohen, pseudoelastischen T-Federn. Eine T-Feder aus Sentalloy™ nutzt in Verbindung mit Stahlarmen (a) die Legierungseigenschaften besser aus als eine vollständig aus Sentalloy™ hergestellte Feder (b). Messung und Rechnung zeigen eine Übereinstimmung von zirka 15%. Der elastische Bereich einer T-Feder aus TMA[®] ist deutlich geringer.

Kraft/Auslenkungrate von lediglich 0,05 N/mm resultiert. Der Bereich einer Eckzahnbewegung kann somit vollständig überdeckt werden, ohne daß das Behandlungselement nachaktiviert werden muß. Ein Überschreiten der physiologischen Grenzen ist durch die maximale Aktivierung von über 15 mm mit diesem Behandlungselement praktisch unmöglich. Weiterhin ist die berechnete Aktivierungskurve einer T-Feder gleicher Abmessungen aus TMA[®] aufgetragen. Die TMA[®]-Feder kann nur um maximal 8 mm gedehnt werden und erzeugt dabei eine distalisierende Kraft von 3,0 N mit einer Kraft-/Auslenkungsrate von 0,37 N/mm.

Der Vergleich mit der gemessenen distalisierenden Kraft zeigt Abweichungen von 15% bis 20%. Insbesondere sind die Be- und Entlastungsplateaus des vermessenen Behandlungselements schwächer ausgeprägt als bei der entsprechenden Berechnung. Die Differenzen zwischen berechneter und gemessener Aktivierungskurve können überwiegend mit den Fehlern der elastischen Parameter der NiTi-Legierungen von bis zu 20% erklärt werden (vgl. Tab. 1).

Abbildung 6b zeigt die Aktivierungskurve einer T-Feder, die vollständig aus der Nickel-Titan-Legierung SentalloyTM hergestellt, also nicht mit Befestigungssegmenten aus Stahl verbunden wurde. Sowohl in der Berechnung als auch in der Messung sind die Hysterese und das Plateau wesentlich schwächer ausgeprägt als bei der kombinierten NiTi/Stahl-Feder. Dieses Beispiel verdeutlicht, daß die Kombination eines aktiven NiTi-Segments mit Elementen aus konventionellen Legierungen nicht nur in bezug auf die intraorale Justage und Fixierung von Vorteil ist, sondern auch die pseudoelastischen Eigenschaften auf den NiTi-Anteil konzentriert und dadurch die Legierungseigenschaften besser ausgenutzt werden.

In Abbildung 7 ist das berechnete Drehmoment/Kraft-Verhältnis für beide Behandlungselemente dargestellt. Die Ergebnisse der systematischen Untersuchungen werden im wesentlichen bestätigt. Während für die NiTi/Stahl-Feder das berechnete und gemessene Drehmoment/Kraft-Verhältnis über die gesamte Aktivierung zwischen -7,5 mm und -7,0 mm liegt, ist es bei der reinen NiTi-Feder mit -6,5 mm bis -5,5 mm für eine körperliche Eckzahnretraktion zu gering. Die Übereinstimmung zwischen Rechnung und Messung liegt wiederum bei 20%.

Sowohl das höhere Drehmoment/Kraft-Verhältnis der NiTi/Stahl-Feder gegenüber der reinen NiTi-Feder als

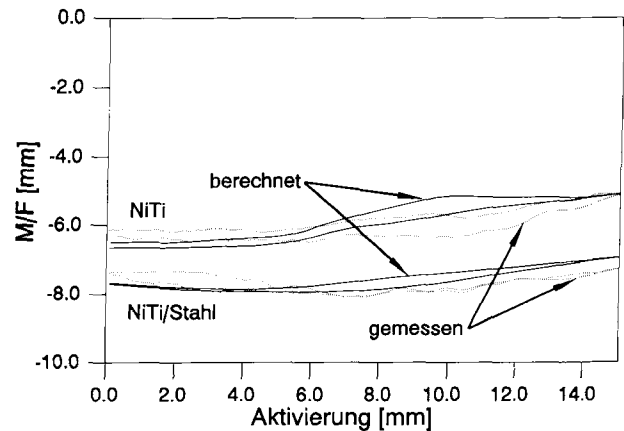


Abb. 7. Das Drehmoment/Kraft-Verhältnis einer NiTi/Stahl-Feder ist bei einer Höhe von 10 mm über den gesamten Aktivierungsbereich (15 mm) größer als -7 mm und für eine körperliche Eckzahnbewegung geeignet. Für eine vollständig aus einer NiTi-Legierung hergestellte Feder ist das M/F-Verhältnis mit -6,5 mm bis -5,5 mm aber für diese Behandlungsaufgabe zu gering.

auch die bessere Ausnutzung der Pseudoelastizität sind auf die Wirkung der Stahlsegmente zurückzuführen. Diese können als starre Hebel angesehen werden, die praktisch nicht deformiert werden, obwohl hier die größten mechanischen Spannungen berechnet wurden. Die Hebelwirkung der Stahlarme erhöht das Drehmoment/Kraft-Verhältnis, während bei der reinen NiTi-Feder diese Bereiche stark deformiert werden. Die schlechtere Ausnutzung der Pseudoelastizität erklärt sich durch die geringeren Dehnungen der NiTi-Legierung im Bereich des T-Segments.

Biomechanische Prüfung

Als Ausgangssituation für die Simulation wurde eine Mesialkipfung des Zahns 13 von -10° und eine Rotation um die Zahnachse von -15° eingestellt. Die gewünschte Retraktion sollte mindestens 4 mm betragen und ohne eine Nachaktivierung des Behandlungselements erzielt werden. Dabei sollte die Kippung zunächst erhalten bleiben, wogegen die Rotation verringert werden konnte. Diese Werte wurden anhand der Modelle eines Patienten bestimmt. Aus dem Röntgenbild dieses Patienten konnte ein Abstand Bracket-Widerstandszentrum von 8,5 mm ermittelt werden, das heißt, für eine körperliche Bewegung der Eckzähne sind Retraktionsfedern mit einem M/F-Verhältnis von -8,5 mm erforderlich. Abbildung 4a ist zu entnehmen, daß dieses M/F-Verhältnis näherungsweise mit einer pseudoelastischen T-Feder der Höhe 11 mm zu erreichen ist. Es wurden keine Antirotations-Biegungen in die Feder eingebracht.

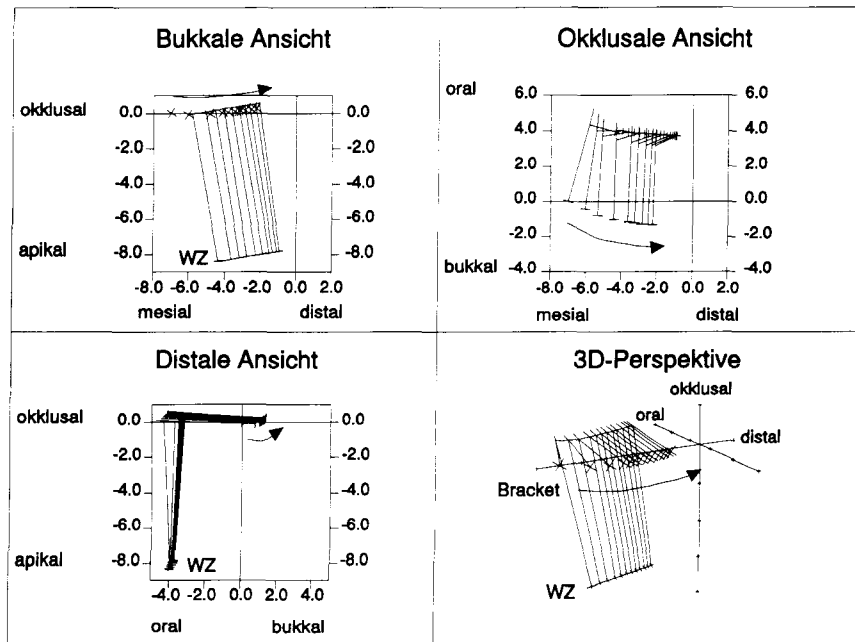


Abb. 8. Simulation der Eckzahnretraktion mit einer pseudoelastischen T-Feder im OMSS. Dargestellt sind verschiedene Phasen der Zahnbewegung anhand von Stabdiagrammen. Die Positionen des Brackets und des Widerstandszentrums sind jeweils durch Kreuze markiert. Die Simulation zeigt eine nahezu körperliche, nebenwirkungsarme Retraktion.

Die Ergebnisse der Messungen mit diesen Parametern zeigen die Abbildungen 8 und 9. Die Stabdiagramme der Abbildung 8 repräsentieren verschiedene Phasen der simulierten Zahnbewegung. Gut ist in der bukkalen und in der perspektivischen Ansicht eine sehr gleichmäßige, körperliche Retraktion zu erkennen. Dadurch, daß sich die Kippung nicht ändert und die Zahnachse gegen die Bewegungsrichtung geneigt ist, wird der Zahn leicht extrudiert (bukcale und distale Ansicht). Die Längsachse des Zahns wird dagegen wie erwartet derotiert und läuft dadurch um etwa 1 mm nach bukkal (okklusale Ansicht der Stabdiagramme).

Dieses Verhalten spiegelt sich auch in der Entwicklung des Kraftsystems wider (Abb. 9). Der kleine Wert der Kraft/Auslenkungsrate der pseudoelastischen T-Feder resultiert in dem geringen Abfall der distalisierenden Kraft von 0,8 N auf 0,3 N und erklärt damit die sehr gleichmäßige Distalisierung. Das kippende Moment, das zu Beginn der Bewegung durch die distalisierende Kraft erzeugt wird, beträgt +6,8 Nmm (Kraft · Hebelarmlänge: 0,8 N · 8,5 mm) und fällt auf 2,5 Nmm ab. Da am Bracket ein initiales aufrichtendes Moment von -7,0 Nmm ($M/F = 8,7$ mm) angreift und das Drehmoment/Kraft-Verhältnis über die gesamte Bewegung stabil ist, bleibt die initiale Kippung des Zahns nahezu unverändert.

Klinischer Einsatz

Die Abbildungen 10a und 10b zeigen die klinische Situation, die der Simulationsmessung entspricht. Die

erzielte Distalisierung beträgt zirka 4 mm. In diesem Stadium wurde die T-Feder zum ersten Mal nachaktiviert. Die Form der Zahnbewegung ist gut mit der Simulation zu vergleichen. Insbesondere die Achsenstellungen des Zahns stimmen gut mit den experimentell ermittelten Werten überein. Eine genauere Analyse

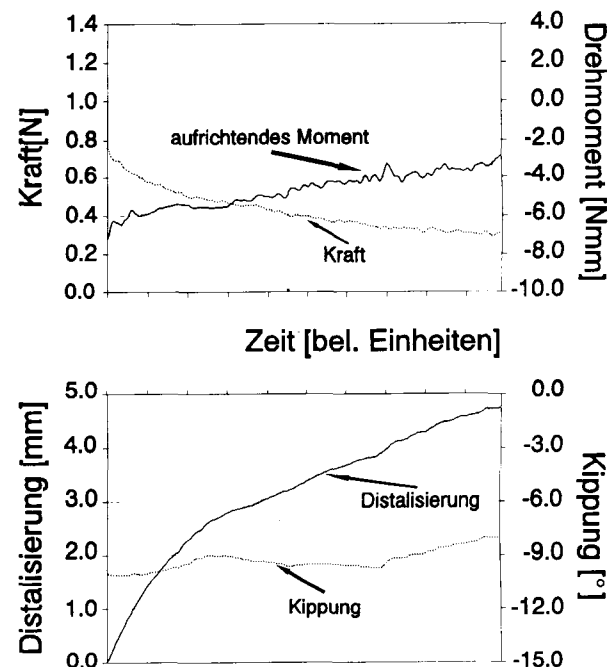


Abb. 9. Entwicklung des Kraftsystems am Bracket im Verlauf der simulierten Zahnbewegung. Das Verhältnis von Drehmoment und Kraft bleibt über die gesamte Distalisierungstrecke nahezu konstant, wodurch die Angulation praktisch nicht verändert wird.

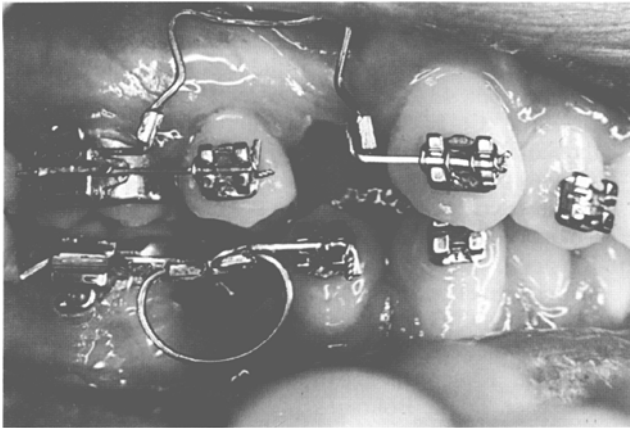


Abb. 10a



Abb. 10b

Abb. 10a. Klinische Anwendung einer pseudoelastischen T-Feder. Die initiale Situation zeigt eine zu schließende Lücke von 7 mm. – Abb. 10b. Nach einer Distalisierung von zirka 4 mm wurde die T-Feder erstmals nachaktiviert. Die klinisch erzielte Bewegung entspricht nahezu der Simulation aus Abbildung 8: Der Eckzahn wurde leicht rotiert (um $+4^\circ$), während die anguläre Achsenstellung erhalten blieb.

wird im Rahmen einer klinischen Studie durchgeführt werden.

Diskussion

Die besonderen Materialeigenschaften pseudoelastischer NiTi-Legierungen bieten die Möglichkeit der Entwicklung kieferorthopädischer Behandlungselemente, die über einen großen Aktivierungsbereich nahezu konstante Kräfte und ein konstantes Drehmoment/Kraft-Verhältnis aufweisen. Diese Eigenschaften sind vor allem bei der Entwicklung von Behandlungselementen für die Segmentbogentechnik von Vorteil.

Die Entwicklung von pseudoelastischen Retraktionsfedern aus NiTi-Legierungen ist ohne rechnerische Analyse kaum möglich, da das mechanische Verhalten der teilweise kompliziert geformten Behandlungselemente

aus einer experimentellen Untersuchung nur schwer vorherzusagen ist. Die Finite-Elemente-Methode erlaubt die Berechnung beliebiger, komplexer mechanischer Strukturen. Hierzu sind auch kieferorthopädische Behandlungselemente zu zählen. Das Verhalten pseudoelastischer NiTi-Legierungen ist mit einem auf der Grundlage der FEM entwickelten numerischen Modell gut darzustellen. Ein Programmsystem, das auf diesem numerischen Modell basiert, erlaubt eine Beurteilung der Kraftsysteme pseudoelastischer Behandlungselemente bereits am Bildschirm und weist so Änderungs- bzw. Verbesserungsmöglichkeiten auf. Dennoch kann sich die klinische Eignung eines pseudoelastischen Behandlungselements erst in einer abschließenden experimentellen Untersuchung des mechanischen Verhaltens erweisen. Eine langwierige, rein experimentelle Suche, die unter Umständen nicht ans Ziel führt, kann durch den Einsatz der FEM aber vermieden werden.

Bei der Konstruktion pseudoelastischer Retraktionsfedern ist es von Vorteil, wenn ein aktives NiTi-Segment mit Stahlsegmenten verbunden wird. Dies erleichtert zum einen die Befestigung des Behandlungselements an den Brackets und die intraorale Justage, zum anderen wird auch das mechanische Verhalten positiv beeinflusst. Die Berechnungen mit der FEM und die anschließenden Messungen im OMSS haben gezeigt, daß sowohl das Drehmoment/Kraft-Verhältnis einer kombinierten NiTi/Stahl-Feder erhöht als auch die Ausnutzung der Pseudoelastizität gegenüber einer reinen NiTi-Feder verbessert werden. Die Kraft/Auslenkungsrate wird dagegen nicht wesentlich beeinflusst. Die Ergebnisse zum Drehmoment/Kraft-Verhältnis der T-Federn sind mit denen vergleichbar, die von *Burstone* und *Koenig, Manhartberger* et al. und von *Vanderby* et al. in experimentellen und numerischen Untersuchungen für verschiedene Behandlungselemente aus Stahl- und aus Titan-Molybdän-Legierungen ermittelt wurden [10, 16, 23]. Die Einflüsse von Materialkombinationen (Stahl-TMA) wurden im Rahmen dieser Arbeiten aber nicht diskutiert.

Eine 10 mm hohe pseudoelastische T-Feder aus der Legierung Sentalloy™ zeigt gegenüber einer T-Feder aus der Legierung Titan-Molybdän eine um den Faktor 8 kleinere Kraft/Auslenkungsrate, wenn sie gemäß der kieferorthopädischen Anwendung entlastet wird und die Legierung sich im pseudoelastischen Plateau befindet. Die distalisierende Kraft beträgt im orthodontisch nutzbaren Bereich 0,5 N bis 0,9 N bei einer Aktivierung zwischen 10,5 mm und 2,5 mm. Dabei

weist sie ein für die Eckzahnbewegung adäquates Drehmoment/Kraft-Verhältnis von $-7,5$ mm auf, das über den gesamten Aktivierungsbereich nahezu unverändert bleibt. Mit einer reinen NiTi-Feder wäre dies erst bei einer Höhe von über 10 mm möglich, was aus anatomischen Gründen vermieden werden sollte.

Der klinische Einsatz einer pseudoelastischen T-Feder zeigt, daß die vorteilhaften Eigenschaften der NiTi-Drähte auch in der Praxis ausgenutzt werden können. Aber auch hier ist eine regelmäßige Kontrolle der Behandlung nicht zu vermeiden. Obwohl das Verhalten der pseudoelastischen Retraktionsfedern sorgfältig berechnet und vermessen wird, kann die klinische Zahnbewegung keinesfalls vollständig mit den experimentellen und numerischen Modellen verglichen werden. Auch wenn im Experiment eine Bewegung mit geringen Nebenwirkungen festgestellt wird, können individuelle Unterschiede immer wieder zu starken Abweichungen vom erwarteten Verhalten führen.

Das klinische Beispiel verdeutlicht, daß vor allem im Rahmen der Segmentbogentechnik auf jeden Patienten zugeschnittene Behandlungselemente benötigt werden. Dies betrifft insbesondere das Drehmoment/Kraft-Verhältnis, die initialen Zahnstellungen und die angestrebte Art der Zahnbewegung. Pseudoelastische Behandlungselemente können jedoch bei geeignetem Design das kritische Problem der intraoralen Justage und der Anpassung an die biomechanischen Randbedingungen auf ein Minimum reduzieren.

Literatur

1. Andreasen, G. F., P. R. Brady: An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *J. Amer. dent. Ass.* 82 (1971), 1373–1375.
2. Andreasen, G. F., R. E. Morrow: Laboratory and clinical analysis of nitinol wire. *Amer. J. Orthodont.* 73 (1978), 142–151.
3. Bathe, K. J.: *Finite-Elemente-Methoden*. Springer, Berlin – Heidelberg – New York – Tokyo 1986.
4. Bourauel, C.: Experimentelle und analytische Untersuchungen zur Entwicklung orthodontischer Behandlungselemente aus NiTi-Memory-Legierungen. Universität Bonn 1992.
5. Bourauel, C., D. Drescher, M. Thier: Kraft-Momenten-Aufnehmer für die Kieferorthopädie. *Feinwerktechn. Meßtechn.* 98 (1990), 419–422.
6. Bourauel, C., L. P. Nolte, D. Drescher: Numerische Untersuchung kieferorthopädischer Behandlungselemente aus pseudoelastischen NiTi-Legierungen. *Biomed. Techn.* 37 (1992), 46–53.
7. Buehler, W. J., J. V. Gilfrich, R. C. Wiley: Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition of TiNi. *J. appl. Phys.* 34 (1963), 1475–1484.
8. Burstone, C. J.: Rationale of the segmented arch. *Amer. J. Orthodont.* 48 (1962), 805–822.
9. Burstone, C. J.: Biophysik in der klinischen Kieferorthopädie. In: Graber, T. M., B. F. Swain (Hrsg.): *Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie*. Quintessenz, Berlin – Chicago – London – Sao Paulo – Tokio 1989, S. 271–315.
10. Burstone, C. J., H. A. Koenig: Optimizing anterior and canine retraction. *Amer. J. Orthodont.* 70 (1976), 1–20.
11. Drescher, D., C. Bourauel, M. Thier: Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer Nickel-Titan-Drähte. *Fortschr. Kieferorthop.* 51 (1990), 320–326.
12. Drescher, D., C. Bourauel, M. Thier: Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Europ. J. Orthodont.* 13 (1991), 169–178.
13. Greif, R., M. Colman, M. Gailus, E. Shapiro: Force generation from orthodontic appliances. *J. biomech. Engng.* 104 (1982), 280–289.
14. Koenig, H. A., R. Vanderby, D. J. Solonche, C. J. Burstone: Force systems from orthodontic appliances: an analytical and experimental comparison. *ASME J. biomech. Engng.* 102 (1980), 294–300.
15. Lipsett, A. W., M. G. Faulkner, K. El-Rayes: Large deformation analysis of orthodontic appliances. *J. biomech. Engng.* 112 (1990), 29–37.
16. Manhartsberger, C., J. Morton, C. J. Burstone: Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthodont.* 59 (1989), 205–210.
17. Miura, F., M. Mogi, Y. Ohura, M. Karibe: The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Amer. J. Orthodont. dentofac. Orthop.* 90 (1986), 1–10.
18. Miura, F., M. Mogi, Y. Ohura, M. Karibe: Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method. *Europ. J. Orthodont.* 10 (1988), 187–191.
19. Miyakawa, O., N. Shiokawa, T. Matsuura, K. Hanada: A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *J. Biomech.* 18 (1985), 277–284.
20. Sander, F. G.: Eigenschaften superelastischer Drähte und deren Beeinflussung. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 4 (1990), 501–513.
21. Thier, M., G. Kubla, D. Drescher, C. Bourauel: NiTi wires for orthodontic application. *J. Phys.* 4, Suppl. Colloque C4 (1991), 181–186.
22. Thier, M., D. Treppmann, D. Drescher, C. Bourauel: Transformation characteristics and related deformation behavior in orthodontic NiTi wire. *J. Mat. Sci. Mater. Med.* 3 (1992), 229–233.
23. Vanderby, R., C. J. Burstone, D. J. Solonche, J. A. Ratches: Experimentally determined force systems from vertically activated orthodontic loops. *Angle Orthodont.* 47 (1977), 272–279.
24. Yang, T. Y., J. J. Baldwin: Analysis of space closing springs in orthodontics. *J. Biomech.* 7 (1974), 21–28.

Korrespondenzanschrift: Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. C. Bourauel, Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn, Welschnonnenstraße 17, D-5300 Bonn 1.