Entwicklung und Testung einer neuen NiTi-SE-Stahl-Aufrichtefeder

A. Wichelhaus, F. G. Sander

Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Ulm

Zusammenfassung. Die hier vorgestellte Aufrichtefeder besteht aus einer Kombination von pseudoelastischem Material, das über eine Klemmverbindung mit einem Stahlbogen verbunden wird. Durch die Kombination von superelastischen Materialien mit Stahl können die pseudoelastischen Bereiche einer derartigen Feder gut genutzt werden. Die hier vorgestellte Aufrichtefeder weist folgende Vorteile auf: 1. Die aufrichtenden Momente beim Molaren liegen zwischen 10 und 20 Nmm bei einer Kippung des Zahnes um 40°. 2. Die Aufrichtefedern weisen je nach Einbiegung einer α-Biegung ein großes Plateau im Bereich von 8 bis 15 Nmm auf. 3. Durch Variation der α-Biegung kann eine intrudierende Kraft von etwa 0,5 bis 1 N erzeugt werden. 4. Die vorgefertigte Aufrichtefeder in Kombination mit dem Kreuzröhrchen läßt sich am Patienten problemlos anwenden, da lediglich die α-Aktivierung eingebogen werden muß. 5. Eine Nachaktivierung während der Aufrichtung ist praktisch nicht nötig. 6. Eine Vergrößerung der α-Momente zur Erzeugung einer intrudierenden Kraft stellt hohe Anforderungen an den Verankerungsblock. Im Einzelfall ist daher zu prüfen, ob ein Verankerungsblock die entsprechende Stabilität aufweist. 7. Durch Verlängerung des SE-Materials an der Klemmverbindung werden auch die α- und β-Momente kleiner, ebenso die intrudierende (extrudierende) Kraft auf den Molaren.

Development and Test of a New NiTi-SE-Steel Uprighting Spring

Summary: The uprighting spring presented here consists of a combination of superelastic material which is connected with a steel wire by means of a crimped connector. Pseudo-elastic areas of such a spring can be used well by combining superelastic material with steel. The uprighting spring presented here yields the following advantages: 1. The uprighting moment of the molar is between 10 and 20 N with a 40° tipping of molar. 2. The uprighting springs exhibit a large plateau in the area of 8 to 15 Nmm depending on a bending-in of an α-bend. 3. An intrusive force of approximately 0.5 to 1.0 N can be produced by varying the α-bend. The preformed uprighting spring in combination with a cross tube can be affixed without any problems, because only the α-activation must be bent in. 5. Practically, a reactivation during uprighting is not required. 6. An enlargement of the α-moment to produce an intrusive force makes great demands on the anchoring element. For this reason, one must check in each individual case, if an anchoring segment displays the required stability. 7. By lengthening the SE material at the crimped connector, the α and β-moments become smaller, as does the intrusive (extrusive) force applied to molars.

Die Aufrichtung von Molaren zum Lückenschluß oder für eine prothetische Versorgung ist eine Maßnahme, die häufig in der Praxis durchgeführt werden muß [3, 15, 20, 22, 26]. Wie *Thilander et al.* [25] feststellten, führt der Verlust von ersten Molaren im Unterkiefer zu Störungen unterschiedlichen Ausmaßes. Die extraktionsbedingte Wanderung der zweiten oder dritten Molaren führen nach *Helkimo* [6], *Kennedy* [9], *Janson* [8] und *Mohlin* [17] zu parodontalen und gnathologischen Problemen. Zur Vermeidung einer weiteren Zerstörung des Gebisses ist daher die kieferorthopädische Aufrichtung bzw. der Lückenschluß erforderlich [1, 2, 7, 10–14, 16, 18, 29–31]. Zur Aufrichtung von Molaren gibt es unterschiedliche Behelfe, die jeweils zur Anwendung

Endgültige Annahme des Manuskripts: 30. 8. 1995.

kommen. *Vanarsdall u. Swartz* [28] beschreiben für die Aufrichtung von Molaren folgende Varianten:

1. als Anfangsbogen einen Twistflex,

2. eine aus Stahl gebogene Aufrichtefeder mit einem Loop an dem aufzurichtenden Molaren,

3. eine Druckfeder zwischen Molaren und Prämolaren,

4. T-Loops, die in einem Segment oder ganzen Bogen eingebogen werden.

Alle beschriebenen Methoden weisen gemeinsam den Nachteil auf, daß es bei der Aufrichtung der Molaren zu einer extrudierenden Kraftkomponente kommt. Da dies insbesondere für hyperdivergente Patienten bzw. bei endständigen Molaren ein Problem sein kann, empfehlen *Roberts et al.* [21] eine Aufrichtung, bei der durch entsprechende Wahl der α- und β- Momente (Erklärungen siehe Tabelle 1) zumindest die extrudierende Komponente bei den Molaren vermieden wird.

Neben den Überlegungen, welche Aufrichtefeder im speziellen Fall gewählt werden sollte, ist auch die Frage nach der Art der Aufrichtung von Bedeutung. Dabei können drei Varianten der Aufrichtung voneinander unterschieden werden.

1. *Die unkontrollierte Kippung:* Die Aufrichtung als unkontrollierte Kippung erfolgt bei der Anwendung einer Druckfeder und auch bei der Aufrichtung durch herausnehmbare Geräte. Bei dieser Art von Aufrichtung ist das Rotationszentrum des Zahns vom Angriffspunkt der Kraft abhängig. Erfahrungsgemäß führt eine solche Aufrichtung rein aus geometrischen Gründen zu einer Verlängerung des Zahns, so daß während der Aufrichtung sowohl der aufzurichtende Zahn als auch der Antagonist einzuschleifen sind. Das Verhältnis $M/F < 8$.

2. *Die kontrollierte Aufrichtung:* Diese unterscheidet sich von der ersten dadurch, daß kontrollierte Momente auf den Zahn appliziert werden. Derart kontrollierte Momente können jedoch nur appliziert werden, wenn mit Hilfe eines Teilbogens die Aktivierungspositionen in α- und β-Position genau einstellbar sind. $M/F = 8$.

3. *Aufrichtung durch Mesialisation der Wurzel:* Dies dürfte sicherlich die schwierigste Aufrichtung sein, da in diesem Fall eine Kippung um die Krone erfolgen muß. Derartige Aufrichtungen sind oft die erste Phase für einen später einzuleitenden Lückenschluß. Da alle bisher aufgezählten Aufrichtearten auch gleichzeitig eine Distalisation der Krone allein durch die Rotation zur Folge haben, muß bei der Aufrichtung mit Mesialisation der Wurzel ein zusätzliches Hypomochlion geschaffen werden. Im einfachsten Fall besteht das Hypomochlion aus einer Achterligatur, die den Molaren mit den übrigen Zähnen verbindet. Selbstverständlich ist bei dieser Aufrichtung daran zu denken, daß eine nicht unerhebliche Komponente in sagittaler Richtung zu einer Lingualkippung der Frontzähne führen kann, wenn nicht eine entsprechende Verblockung (zum Beispiel durch rechtanguläre Bögen) vorhanden ist. Auch in diesem Fall sind α- und β-Momente einzustellen (nur Momente).

Die Ziele einer kontrollierten Aufrichtung sind:

1. konstante Momente und Kräfte auf den Zahn zu übertragen;

2. ein günstiges M/F-Verhältnis zu erzeugen, welches dem Abstand Brackets/Widerstandszentrum entspricht;

3. ein Material zu wählen, das möglichst eine kleine Kraft- bzw. Momentauslenkungsrate hat, damit der Behandler mehr Toleranz bei der Einstellung der Feder hat;

4. einen möglichst großen Wirkbereich zu haben, damit nur selten eine Nachstellung erforderlich wird;

5. eine Einflußnahme auf die ausgeübten Kräfte und Momente.

Bei der Erfüllung dieser Forderungen lassen sich wesentliche Probleme, die bei den gekippten Molaren entstehen oder bereits vorhanden sind, recht einfach lösen. Nach *Diedrich* [4] haben die nach mesial gekippten Molaren eine Prädilektionsstelle für mikrobielle Plaque. Es bilden sich häufig supra- oder infraalveoläre Taschen. Daneben kommen funktionelle Störungen durch Gleithindernisse vor, die zu einer parodontalen Verschlechterung der Situation führen. Da es sich oft um geschädigte Zähne handelt, die aufgerichtet werden müssen, ist eine sorgfältige Beachtung der Kräfte und noch in einem größeren Maße der Momente erforderlich.

© Urban & Vogel

Der Einsatz von Stahlaufrichtefedern bzw. von Stahlteilbögen ist wegen der zu großen Kraft-/Aktivierungsrate nicht besonders geeignet. Günstiger ist dabei schon die Verwendung von TMA-Draht, der eine erheblich niedrigere Kraft-/Aktivierungsrate besitzt. Noch vorteilhafter ist die Verwendung von NiTi-Drähten, die wegen ihres elastischen und plastischen Arbeitsbereichs eine besonders niedrige Kraft-/Aktivierungsrate aufweisen. Ideal ist die Verwendung von Stahl-NiTi(SE)-Kombinationen. Diese wurden erstmals von *Sander* [23, 24] 1990 beschrieben.

Patienten und Methode

Seit 1989 werden bei unseren Patienten die Molaren mit einem neu entwickelten Federsystem aufgerichtet. Diese Aufrichtefeder besteht aus einem superelastischen Material im Bereich der Molaren mit einer Tip-back-Abwinkelung von 15° (Material 0,016×0,022 Titanol). Über eine Klemmverbindung ist ein Stahldraht der Dimension 0,017×0,025 mit dem superelastischen Teil verbunden (Abb. 1). Das Stahlteil wird entsprechend den individuellen Verhältnissen am Patienten so abgewinkelt, daß es in das eigens dafür entwickelte Kreuzröhrchen (Abb. 2) distal des Eckzahns hineinpaßt. Durch die Abwinkelung erfolgt auch die Festlegung der α-Aktivierung.

Zusätzlich wird das Stahlteil dem Zahnbogen angepaßt (mit einer De-La-Rosa-Zange). Außerdem erhält das Stahlteil eine Kompensationsbiegung zur Vermeidung des sogenannten Knallfroscheffekts (Abb. 3).

Je nach Patient kann über den horizontalen Teil der Aufrichtefeder ein Siliconschlauch gezogen werden zur Vermeidung eventueller Weichteilirritationen (Abb. 4).

Bei der Konstruktion der Feder wurde darauf geachtet, daß nur eine geringe Überkompensation (Tip-back-Biegung 15°) vorhanden ist, damit eine Überaufrichtung des Zahns vermieden wird.

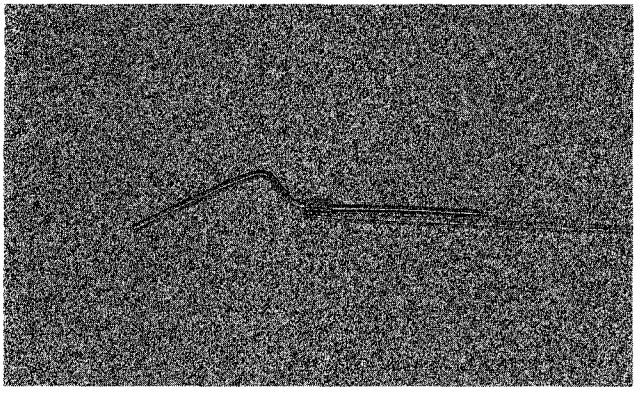

Abb. 1. Vorgefertigte Aufrichtefeder aus einem pseudoelastischen Material (Titanol 0,016×0,022) für die Molarentube und einem Stahlteil, in das die α-Aktivierung eingebogen werden muß.

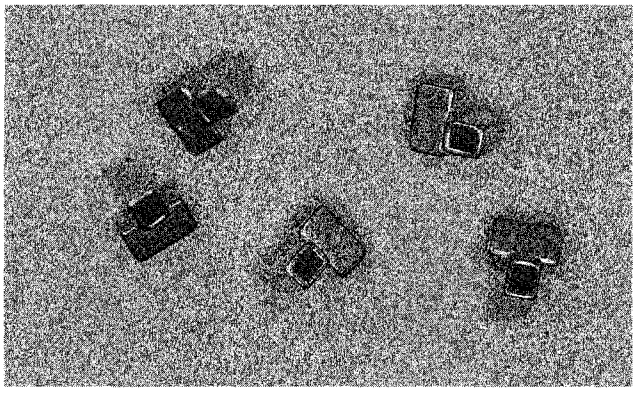

Abb. 2. Kreuzröhrchen für die Aufnahme des vertikalen Schenkels der Aufrichtefeder. Dieses Kreuzröhrchen ist bewußt asymmetrisch gebaut, damit die Aufrichtefeder kein okklusales Hindernis darstellt.

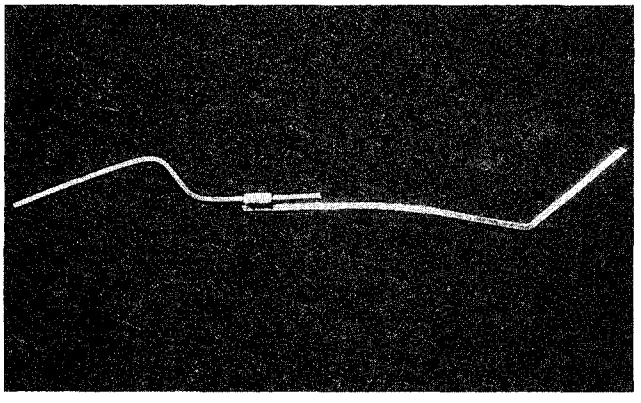

Abb. 3. Aufrichtefeder mit Kompensationsbiegung im horizontalen Schenkel und einer α-Aktivierung von 45°.

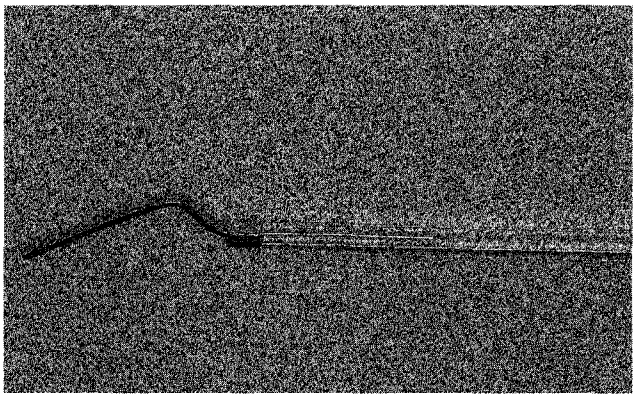

Abb. 4. Aufrichtefeder mit zusätzlichem Silikonschlauch zur Vermeidung von Irritationen.

Geometrie und biomechanische Wirkungsweise der Aufrichtefeder

Grundsätzlich können vier Geometrieformen (Abb. 5) voneinander unterschieden werden.

1. $\alpha = \beta$ (Abb. 5):

In diesem Fall sind die Kippung des aufzurichtenden Molaren, Angulation des Attachments und 15° Antikippbiegung im superelastischen Teilstück genauso groß wie der aufgezeichnete Winkel α. Bei dieser Einstellung kommt es zur Aufrichtung des Molaren, ohne daß zusätzlich extrudierende und intrudierende Kräfte am Molaren bzw. am Verankerungselement auftreten.

2. $\alpha > \beta$ (Abb. 5 und 6):

In diesem Fall sind die Kippung des Molaren, Neigung des Attachments und 15° Antikippbiegung kleiner als der in das Stahlteil eingebogene Winkel α. Es erfolgt ebenfalls eine Aufrichtung des Molaren, jedoch ist das Moment am Kreuzröhrchen größer als das Aufrichtemoment am Molaren. Zusätzlich entsteht eine intrudierende Kraft bei dem Molaren und eine gleich große extrudierende Kraft am Verankerungssegment.

3. $\alpha < \beta$ (Abb. 5):

In diesem Fall sind die Kippung des Molaren, Neigung des Attachments und 15° Anti-Kippbiegung größer als der eingebogene Winkel α. Diese Geometrie hat zur Folge, daß der Molar aufgerichtet wird und ein kleineres Moment am Verankerungssegment entsteht. Zusätzlich erfolgt eine Extrusion des Molaren und eine gleich große intrudierende Kraft am Verankerungssegment.

4. $\alpha = \beta$: + Stufe (Abb. 5, 7, 8)

Zusätzlich wird eine vertikale Stufe am Verankerungssegment eingeplant. Wie unter Punkt 1 beschrieben, kommt es zur Aufrichtung des Molaren, und ein nur wenig größeres Moment entsteht im Bereich der Verankerungseinheit. Durch die zusätzliche vertikale Stufe entsteht eine intrudierende Kraft bei den Molaren und eine extrudierende Kraft beim Verankerungs-

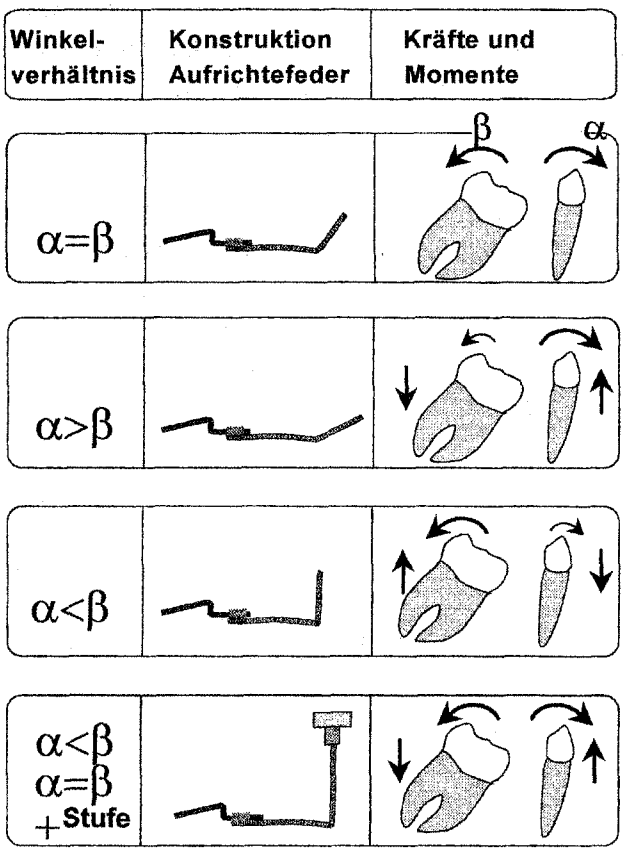

Abb. 5. Übersicht über die unterschiedliche Aktivierung der NiTi-SE-Stahl-Aufrichtefeder.

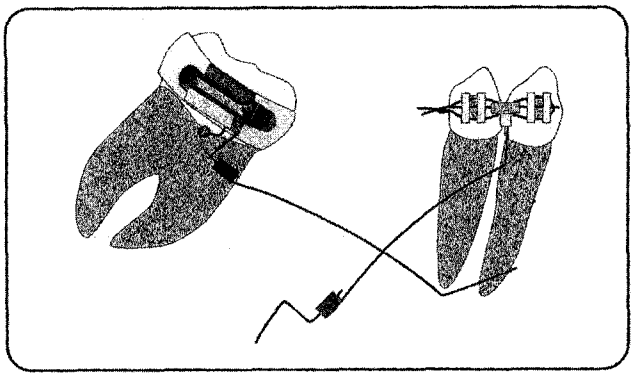

Abb. 6. Darstellung der Geometrieverhältnisse, wenn die Aufrichtefeder in die Molarentube bzw. in das Kreuzröhrchen eingesetzt wird.

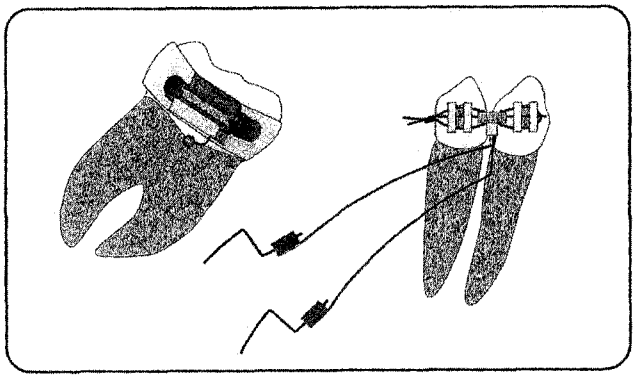

Abb. 7. Durch eine unterschiedliche Länge des vertikalen Stegs können die extrudierenden und intrudierenden Komponenten beeinflußt werden.

©

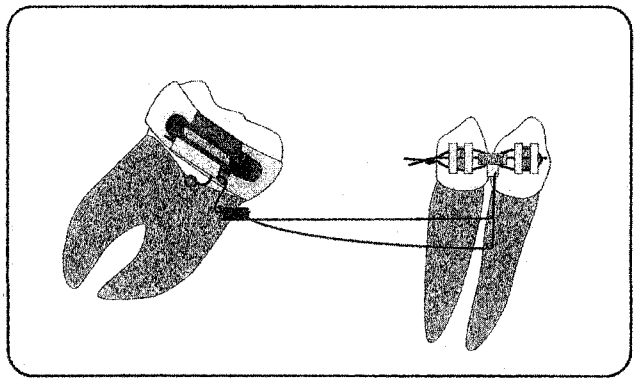

Abb. 8. Bei einem langen vertikalen Steg kommt es zu einer intrudierenden Kraft bei den Molaren.

segment. Der Vorteil einer derartigen Konstruktion besteht darin, daß bei einem problematischen Verankerungssegment das eventuell ungünstig wirkende Moment in einem moderaten Bereich gehalten wird.

In-vitro-Messungen der NiTi-SE-Stahl-Aufrichtefeder

Für die Messung der mechanischen Eigenschaften der neuen Aufrichtefeder wurde folgender Versuchsaufbau gewählt:

1. Dreiachsenmeßtisch, bei dem alle drei Translationskomponenten unabhängig voneinander mit Schrittmotoren eingestellt werden können.

2. Goniometersystem mit drei voneinander unabhängigen Drehtischen, die ebenfalls mit Schrittmotoren gesteuert werden.

3. Zwei elastische Kraft-Momenten-Sensoren (Typ 1), die gleichzeitig die Kräfte und Momente an beiden Einspannstellen der Aufrichtefeder erfassen. Der Meßbereich dieser Sensoren beträgt für die Kräfte ± 12 N, für die Momente ± 0,5 Nm. Die Auflösung beträgt 0,01 N für die Kräfte und 0,2 Nmm für die Momente. Die Sensoren sind temperaturkompensiert. Bei einer Belastung von 1 N erfolgt eine Auslenkung des Sensors von 0,1 mm und entspricht damit dem von Niedermaier [19] angegebenen Wert für die Zahnbeweglichkeit eines belasteten Zahns.

4. Alle Messungen erfolgten bei einer Temperatur von 37 °C.

5. Als Rotationszentrum für die Simulation der Aufrichtung des gekippten Zahns wurde das Attachment (Krone des Zahns) gewählt. Der Grund für diese Festlegung liegt darin, daß bei der Durchzeichnung der aufgerichteten Zähne der Drehpunkt bei der Aufrichtung im Bereich des Attachments bzw. im koronalen Bereich zu verzeichnen war.

6. Alle Federn wurden mit einer simulierten Neigung des Molaren von bis zu 50° vermessen.

7. Alle Angaben der Kräfte beziehen sich auf das Attachment des Molaren bzw. auf das Kreuzröhrchen am Verankerungssegment. Die Messungen der Momente wurden durch die entsprechenden Radien korrigiert. Die dargestellten Momente entstanden aus den Rohdaten der Meßdosen durch die Transformation mit Eulerschen Winkeln unter Berücksichtigung des Abstandes vom „center of compliance" der Meßdosen, und sie beziehen sich ebenfalls auf das jeweilige Attachment.

Der Grund, weshalb die Meßdaten nicht auf das Widerstandszentrum des Molaren bezogen wurden, liegt in folgendem begründet:

1. Das Widerstandszentrum eines Molaren ist nicht ausreichend bekannt.

2. Es gibt noch keine verläßlichen Informationen über die Änderung des Widerstandszentrums während der Bewegung des Zahns.

3. Die dargestellten Meßwerte lassen sich einfacher auf einen beliebigen Zahn transformieren, wenn das Widerstandszentrum bekannt ist.

Meßergebnisse der In-vitro-Untersuchung

Begriffsbestimmungen

Die Sechs-Komponenten-Sensoren sind so kalibriert, daß die dargestellten Komponenten der Kräfte und Momente ein rechtshändiges Koordinatensystem bilden.

Sensor 1 gibt die Kräfte und Momente wieder, die am aufzurichtenden Molaren wirken. Das Koordinatensystem x y z ist wie folgt definiert (Abb. 9):

positiv x mesial
negativ x distal
positiv y bukkal
negativ y lingual
positiv z intrudierend
negativ z extrudierend.

Für die dargestellten Momente gilt:

x-Moment ist das entsprechende rechtshändige Moment um die x-Achse; analog sind die übrigen Momente y und z definiert.

Die Definition von α und β ist dargestellt in den Abbildungen 10 und 11.

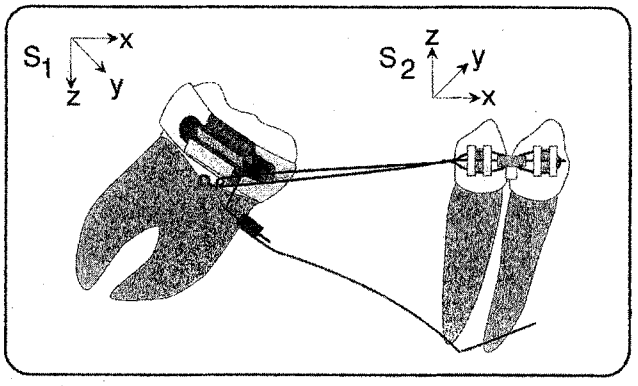

Abb. 9. Fixierung des Molaren durch eine Achterligatur, damit es zu einer Mesialisation der Wurzel kommt. Sensor 1: verwendetes Koordinatensystem für den Molaren; Sensor 2: für das Verankerungssegment.

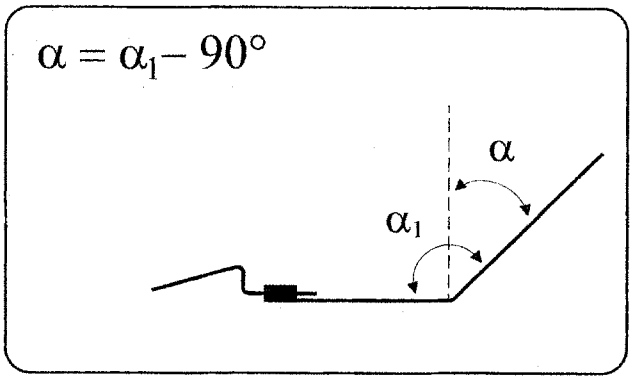

Abb. 10. Definition der α-Aktivierung.

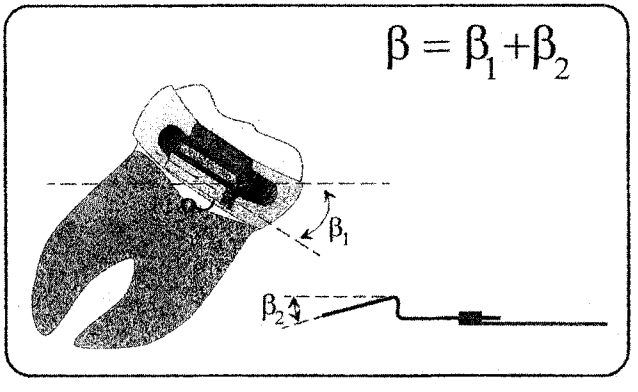

Abb. 11. Definition der β-Aktivierung.

Ergebnis der Messungen

1. α-Aktivierung 0°, β-Aktivierung 15° Tip-back + Angulation am Molaren; Länge der Aufrichtefeder 25 mm, Material NiTi-SE-Stahl (Abb. 12a bis 12d)
In den Abbildungen 12a bis 12d sind die Kräfte und Momente am Molaren und am Verankerungssegment dargestellt. Die Messung erfolgte mit zwei Sechs-Komponenten-Sensoren. Das Koordinatensystem ist in Abbildung 9 wiedergegeben. Die angegebenen Kräfte und Momente beziehen sich auf die Einspannstellen, das heißt auf das Attachment und das Kreuzröhrchen.

Die Einspannung der Aufrichtefeder ist nicht völlig kraftfrei (Abb. 12a). Zunächst entsteht eine Kraft Fx in Höhe von 0,5 N mesialisierend, die bis zu 4,2 N ansteigt. Der Rücklauf dieser Kraft, die für die kieferorthopädische Wirkung von Interesse ist, weist den typischen Hystereseverlauf auf. Die Wirkung der Kraft endet bei 5°.

Kraft F(y): Hier sind keine besonderen Kräfte zu erwarten, wenn die Einspannung symmetrisch ist.

Kraft F(z): Da keine α-Aktivierung vorgenommen wurde, ergibt sich eine extrudierende Kraft auf den aufzurichtenden Molaren auf der Rücklaufkurve von 0,2 N. Diese extrudierende Kraft bleibt über den gesamten Bereich der Aufrichtung konstant (Abb. 12a).

Die Momente (Abb. 12b) um die x-Achse (Mx) sind während der gesamten Aufrichtung im Bereich von 1 bis 3 Nmm. Für den aufzurichtenden Zahn können diese Momente jedoch je nach Inklination des Molaren und damit in Abhängigkeit vom Abstand Kraftansatzort/Widerstandszentrum erheblich größer werden. Diese Momente sind dafür verantwortlich, daß die Molaren während der Aufrichtung in der Regel nach lingual, viel seltener nach bukkal gekippt werden. Das Moment My ist das aufrichtende Moment (Abb. 12b). Hier zeigt auch die vermessene Aufrichtefeder die typische Hysterese. Die Rücklaufkurve My besitzt zwischen 10° und 40° Kippung des Molaren ein aufrichtendes Moment von etwa 5 bis 10 Nmm. Bei einem aufgerichteten Zahn (Aktivierung β = 0°) beträgt das Moment noch etwa 4 Nmm. Selbst bei extrem gekippten Molaren (nahezu 50°) beträgt das Moment nur 15 Nmm. Verglichen mit dem maximalen Moment, das *Roberts et al.* [21] mit 30 Nmm angeben, liegt das hier vermessene Moment mit 15 Nmm bei derartig gekippten Zähnen deutlich

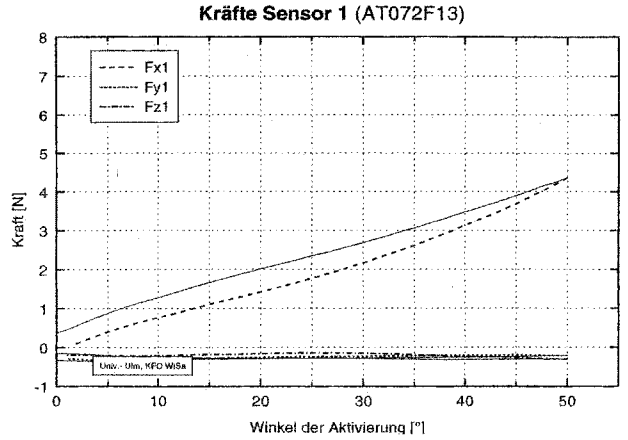

Abb. 12a. NiTi-SE-Stahlaufrichtefeder mit einer α-Aktivierung von 0°. Diese Federvariante hat leicht extrudierende Kräfte für den Molaren.

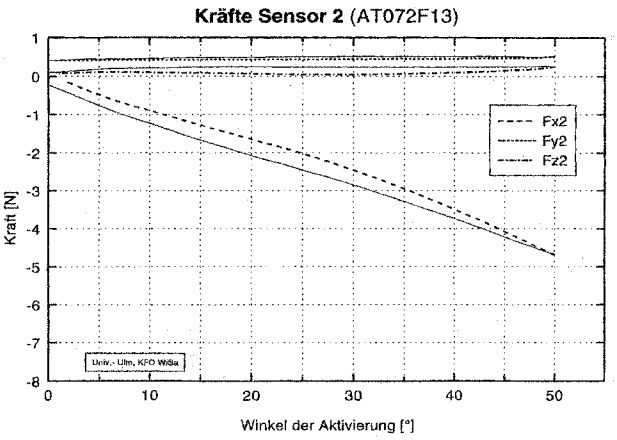

Abb. 12c. Kräfte am Verankerungssegment. Es entstehen leichte intrudierende Kräfte (Fz) in gleicher Größenordnung wie die extrudierenden Kräfte am Molaren.

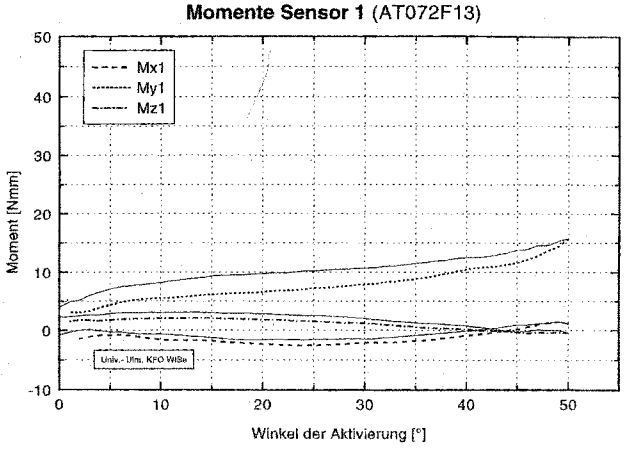

Abb. 12b. Darstellung der Momente. Das aufrichtende Moment reicht von 5 bis 15 Nmm bei einer Kippung des Molaren von 0 bis 50°.

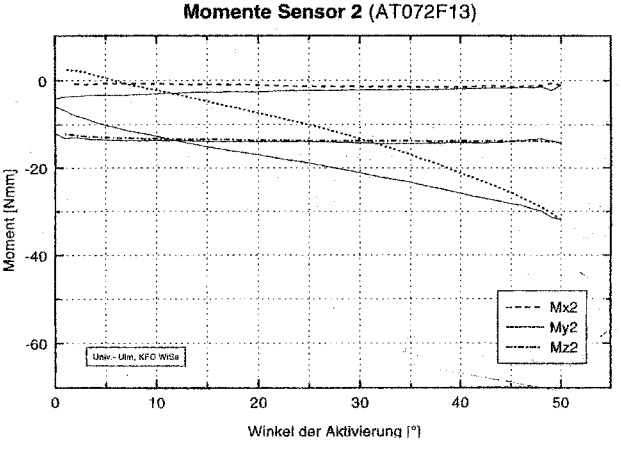

Abb. 12d. Die Momente My am Verankerungssegment erreichen bis zu 30 Nmm und liegen damit höher als die aufrichtenden Momente beim Molaren. Die Momente am Verankerungssegment sind mesial rotierend.

niedriger. Das Mz-Moment dürfte mit 3 Nmm unbedeutend sein, es wird während der Aufrichtung einer Achterligatur vom Molaren zum Kreuzröhrchen empfohlen.

Die bei Sensor 1 gezeigten Kräfte müssen in umgekehrter Richtung beim Sensor 2 auftreten (Abb. 12c).

Von größerer Wichtigkeit dürfte die Betrachtung der Momente am Sensor 2 sein (Abb. 12d). Hier geht es vor allem darum, welche Momente auf die Verankerungseinheit (Kreuzröhrchen + anteriores Segment) wirken. Bei einer Kippung des Molaren um nahezu 50° treten an der Verankerungseinheit Momente bis zu 30 Nmm auf. Es empfiehlt sich daher, bei starken Kippungen der Molaren eine gute Verblockung des Verankerungssegments einzuplanen. Bis zu einer Kippung von 40° beträgt das Moment am Verankerungssegment 20 Nmm und ist damit größer als das aufrichtende Moment an dem Molaren (Abb. 12d).

Resümee der Aufrichtefeder aus NiTi-SE-Stahl ohne α-Aktivierung:

Die Aufrichtung eines stark gekippten Molaren (bis zu 50°) kann problemlos erfolgen, da die Momente selbst bei starker Kippung in einem äußerst günstigen Bereich liegen. Bei üblichen Kippungen bis zu 40° erfolgt die Aufrichtung mit nahezu konstanten Momenten von etwa 5 bis 10 Nmm. Lediglich im Bereich bis zu 5°-Kippungen des Molaren sind die Momente relativ klein. Dies ist bewußt so konzipiert, damit es nicht zu einer Überaufrichtung des Zahns kommt. Sollte eine größere Aufrichtung in diesem Bereich erwünscht sein, kann mit dem Memory-Maker (siehe Tab. 1) die Tip-back-Biegung verstärkt werden.

α-Biegung	Biegungen in den Bögen oder Teilbögen im anterioren Bereich
Aktivierungsbereich	Größe der Aktivierung einer Biegung
Arbeitsbereich	Bereich der plastischen Verformung
β-Biegung	Biegungen in den Bögen oder Teilbögen im posterioren Bereich
Center of compliance	Nullpunkt des Sensors für die Messung der Kräfte und Momente
Crimpen	Umbörtelung von Metall zur Fixierung von zwei Teilen
Eulerscher Winkel	Euler beschreibt das Vorgehen bei der Transformation eines Koordinatensystems in ein anderes, zum Beispiel die Übertragung des Laborsystems in das Koordinatensystem eines Zahns
F	Abkürzung für Kraft in [N]
M	Abkürzung für Moment in [Nmm]
Memory-Maker	Gerät zur Widerstandserwärmung mit Konstantstromquelle. Mit diesem Gerät werden NiTi-Bögen programmiert (Forestadent [24])
Knallfroscheffekt	Damit wird ein Federelement bezeichnet, das zwei stabile Zustände besitzt. Zur Vermeidung dieses Effekts wird der horizontale Schenkel der Aufrichtefeder so gebogen, daß im eingesetzten Zustand der horizontale Schenkel völlig gerade ist
M/F	Verhältnis von Moment zu Kraft (Hebelarm) in [mm]
Multilineares Gleichungssystem	Für die FEM-Berechnungen wird das Verhalten der Teilelemente durch viele lineare Gleichungen beschrieben
Multilineares Materialgesetz	Für die FEM-Berechnungen werden die untersuchten Materialien in kleine Teilelemente zerlegt. Das Verhalten dieser Teilstücke wird durch entsprechende Gleichungen beschrieben.
Parametrisieren	Beschreibung des Biegeverhaltens durch Gleichungssysteme, deren Parameter durch entsprechende Versuche ermittelt wurden
SE	Superelastisch, pseudoelastisch [24]

Tab. 1. Verwendete Abkürzungen und Begriffe.

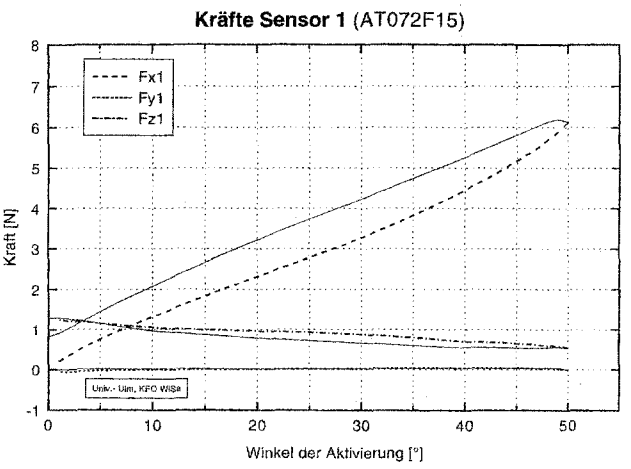

Abb. 13a. NiTi-SE-Stahlaufrichtefeder mit einer α-Aktivierung von 45°. Bei dieser Variante entstehen intrudierende Kräfte über den gesamten Aufrichtungsbereich bis zu einer Kippung von 50°. Zu Beginn betragen die intrudierenden Kräfte (Fz) 1 N; bei einer Kippung von 50° beträgt die intrudierende Kraft 0,5 N.

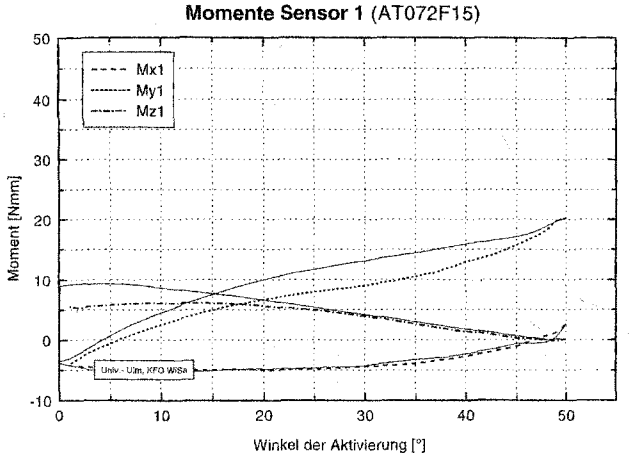

Abb. 13b. Die aufrichtenden Momente (My) betragen im Mittel etwa 5 bis 15 Nmm.

Während der gesamten Aufrichtung stellt die Aufrichtefeder größere Bedingungen an das Verankerungssegment, verglichen mit dem aufzurichtenden Zahn.

Der Nachteil einer derartigen Feder besteht darin, daß während der gesamten Aufrichtung eine extrudierende Kraft von 0,2 N wirkt. Es ist also zu überlegen, ob bei entsprechenden Patienten diese extrudierende Kraftkomponente toleriert werden kann.

2. Aufrichtefeder aus NiTi-SE-Stahl mit einer α-Aktivierung von 45° und einer Länge von ebenfalls 25 mm (Abb. 13a bis 13d)

Schon bei Beginn der Einspannung wirkt auf den Molaren eine nach mesial gerichtete Kraft (Fx) von 1 N (Abb. 13a). Diese Kraft ist abhängig von der Einspannung. Die Aktivierung endet bei 6 N. Während der gesamten Aufrichtung wirkt fast eine konstante intrudierende Kraft (Fz) von 0,5 bis 1 N (Abb. 13a).

Die größere intrudierende Kraft erzeugt auch ein entsprechendes Moment bei dem Molaren, das je nach bukko-/lingualer Position des Attachments in Relation zum Widerstandszentrum zu einer weiteren Kippung beiträgt. Nach distal bzw. mesial gerichtete Kräfte Fx erzeugen Mesial- oder Distalrotationen; durch die empfohlene Achterligatur sind daher die Momente Mz zu kompensieren. Die aufrichtenden Momente My betragen bei einer Kippung des Zahnes von nahezu 50° 20 Nmm (Abb. 13b). Das Plateau des aufrichtenden Moments liegt in einer Kippung von 15 bis 40° und

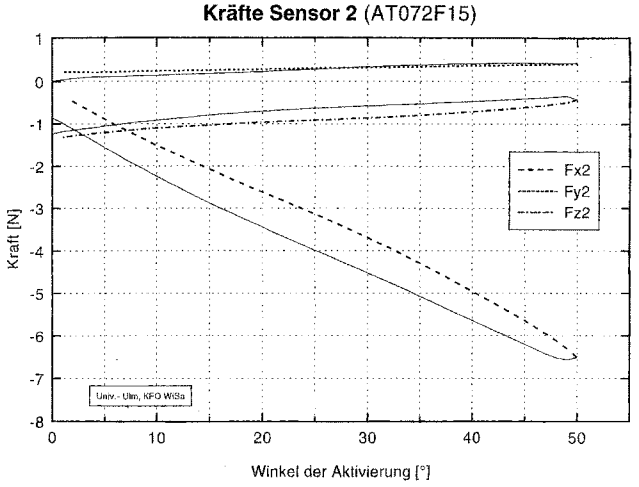

Abb. 13c. Am Verankerungssegment entsteht eine extrudierende Kraft Fz in gleicher Größenordnung wie die intrudierende Kraft am Molaren.

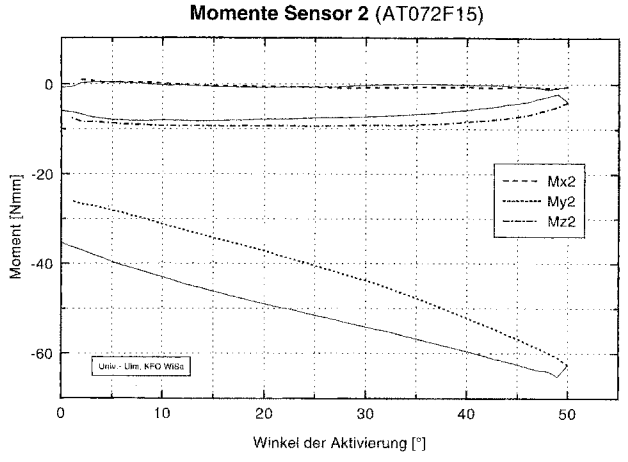

Abb. 13d. Die nach mesial rotierenden Momente My erreichen bis zu 60 Nmm. Damit entsteht ein erheblich größeres Moment am Kreuzröhrchen, verglichen mit den Molarenaufrichtungsmomenten.

beträgt etwa 5 bis 12 Nmm. Bis zu einer Kippung von 15° sind die Momente mit 5 Nmm relativ klein, so daß ein eventuelles Nachaktivieren der Tip-back-Biegung mit einem Memory-Maker empfohlen werden kann.

Die intrudierende Kraft bei den Molaren hat ein erheblich höheres Moment im Verankerungssegment zur Folge. Bei einer Kippung des Molaren um 45° (Abb. 13d) beträgt das auf das Verankerungssegment übertragene Moment etwa 50 Nmm und ist damit etwa vier- bis fünfmal so hoch wie das Moment am Molaren.

Die hier beschriebene Aufrichtefeder besitzt neben der α-Aktivierung von 45° wie auch alle anderen Federn

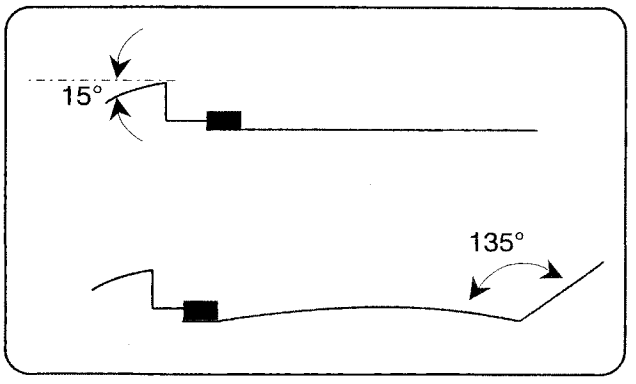

Abb. 13e. Justierung der Aufrichtefeder. Die in den Abbildungen 13a bis 13d dargestellten Messungen entsprachen einer Aufrichtefeder, die im pseudoelastischen Anteil eine Tip-back-Biegung von 15° besaß. Der vertikale Anteil der Aufrichtefeder hatte einen Winkel von 135° (α = 45°). Zusätzlich besaß die Feder eine Kompensationsbiegung im horizontalen Schenkel.

eine Kompensationsbiegung im horizontalen Schenkel (Abb. 13e).

Resümee der hier beschriebenen Aufrichtefeder:

Die bei der Aufrichtung entstehenden Momente am Molaren sind mit etwa 5 bis 20 Nmm relativ moderat. Aus diesem Grund kann eine derartige Feder auch bei Erwachsenen verwendet werden. Während der gesamten Aufrichtung wirkt im Gegensatz zu der unter Punkt 1 beschriebenen Aufrichtefeder eine intrudierende Kraft von 0,5 bis 1 N. Als Nachteil muß jedoch erwähnt werden, daß bei einer derartigen Aufrichtung erhöhte Anforderungen an das Verankerungssegment gestellt werden. Da die Momente im Verankerungssegment bis zu vier- bis fünfmal so groß werden wie die Momente am Molaren, kann eine derartige Aufrichtefeder nur bei Patienten verwendet werden, bei denen eine optimale Verblockung im Bereich der Front- und Eckzähne bzw. Prämolaren möglich ist.

3. Einfluß der Länge des superelastischen Zwischenstücks auf die Kräfte und Momente (Abb. 14a bis 14d), α-Aktivierung 0°

Messung wie in Punkt 1 angegeben, jedoch ist das superelastische Zwischenstück statt 2,5 mm nunmehr 7,5 mm. In diesem Fall sind die extrudierenden Kräfte außerordentlich gering und betragen nur etwa 0,1 N (Abb. 14a). Die Momente am aufzurichtenden Molaren (Abb. 14b) weisen eine schmalere Hysterese auf; trotzdem kann bei einer Kippung des

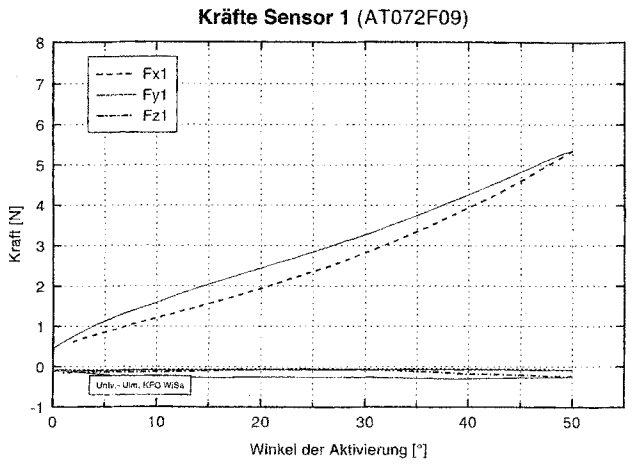

Abb. 14a. NiTi-SE-Stahlaufrichtefeder mit einer a-Aktivierung von 0° und einer Steglänge des superelastischen Teils von 7,5 mm. Es entstehen nur sehr geringfügige extrudierende Kräfte, die bis maximal 0,2 N bei einer Kippung des Molaren von 50° betragen.

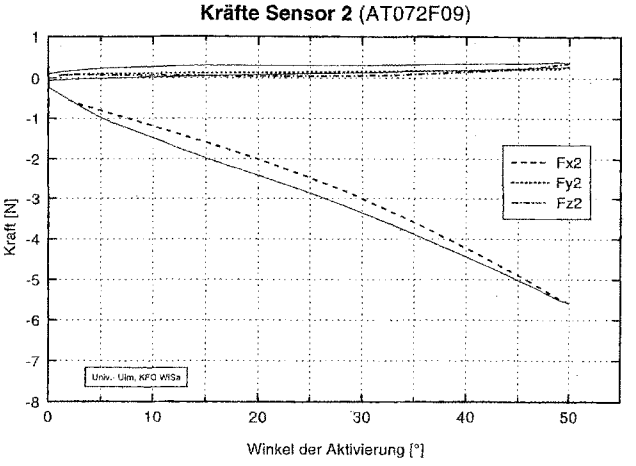

Abb. 14c. Es entstehen geringe intrudierende Kräfte am Verankerungssegment.

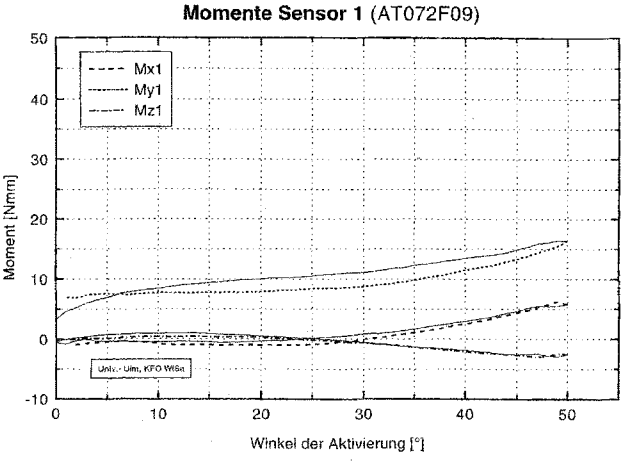

Abb. 14b. Die aufrichtenden Momente am Molaren betragen durchschnittlich 8 Nmm und erreichen maximal 17 Nmm bei einer Kippung des Molaren von 50°.

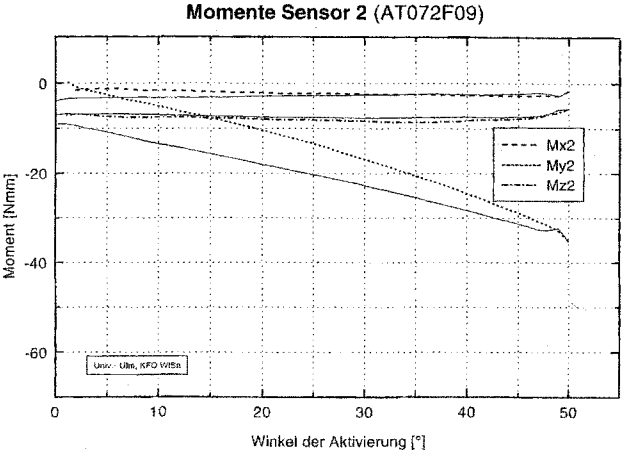

Abb. 14d. Das maximale mesialdrehende Moment am Kreuzröhrchen beträgt 35 Nmm bei einer Kippung des Molaren von 50°.

Molaren zwischen 10 und 40° mit einem durchschnittlichen Aufrichtemoment von 8 Nmm gerechnet werden. Es entstehen geringe intrudierende Kräfte am Verankerungssegment (Abb. 14c). Die Momente an der Verankerungseinheit (Abb. 14d) sind auch in diesem Fall größer als die Momente am Molaren.

Insgesamt gesehen ist es sehr sinnvoll, das superelastische Zwischenstück für die Aufrichtung von Molaren relativ kurz zu lassen, wenn eine stärkere intrudierende Kraft gewünscht wird. Die dabei entstehenden Kräfte und Momente sind jedoch sehr abhängig von der Einspannung dieser Feder zwischen dem Molaren und dem Kreuzröhrchen. Für den Fall, daß eine derartige Feder, wie unter Punkt 4 beschrieben, momentfrei eingesetzt wird (dies ist beim Patienten nicht möglich), ergeben sich erheblich geringere Aufrichtemomente. Selbst unter Berücksichtigung dieser besonderen Einspannaspekte kann die hier beschriebene Aufrichtefeder problemlos selbst bei besonders stark gekippten Molaren eingesetzt werden, ohne daß eine Überlastung des aufzurichtenden Zahns hinsichtlich der Momente und Kräfte zu befürchten ist. Größere Aufmerksamkeit ist jedoch der Verankerungseinheit zu schenken, da in einem reduzierten Verankerungssegment große Nebenwirkungen auftreten können. Diese Variante eignet sich besonders für den erwachsenen Patienten, wenn eine geringe extrudierende Kraft erlaubt ist.

© Urban & Vogel

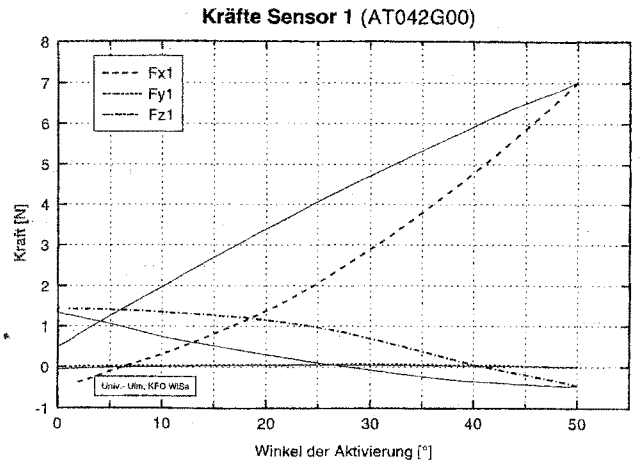

Abb. 15a. Vergleichsmessung einer von *Drescher et al.* [5] vorgestellten Stahl-NiTi-Stahl-Aufrichtefeder. Bis zu einer Kippung des Molaren von etwa 40° entsteht eine intrudierende Kraft (Fz). Bei einer noch stärkeren Kippung des Molaren hat diese Aufrichtefeder eine extrudierende Kraft.

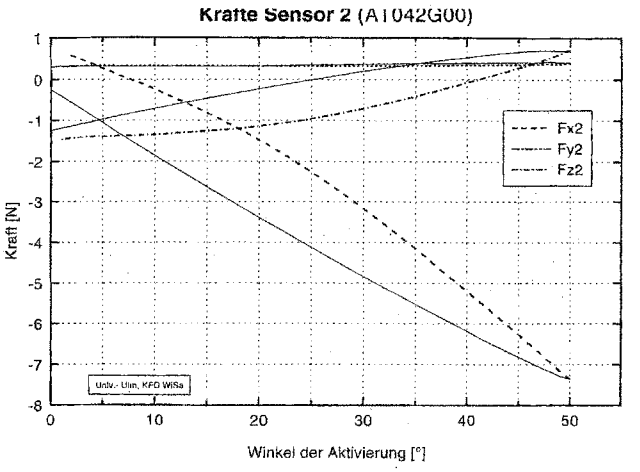

Abb. 15c. Der Wechsel zwischen extrudierender und intrudierender Kraft ergibt sich auch bei den Verankerungszähnen (Fz). Die Vorzeichenumkehr erfolgt bei etwa 40° Neigung der Molaren.

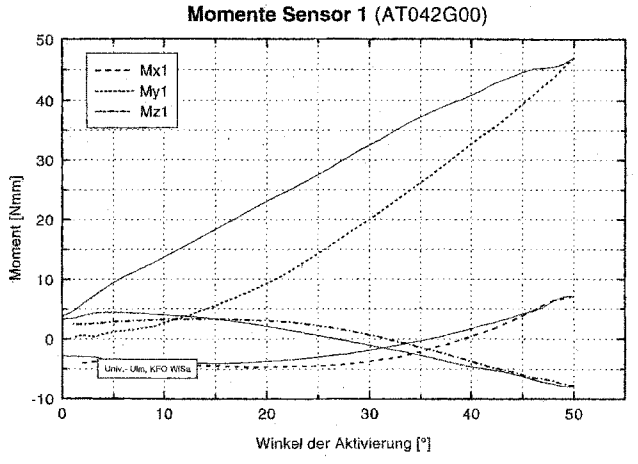

Abb. 15b. Bis zu einer Neigung des Molaren von 15° beträgt das aufrichtende Moment 5 Nmm. Bei einem um 45° gekippten Molaren beträgt das aufrichtende Moment (My) 5 Nmm. Bei einer Kippung des Zahns um 45° beträgt das aufrichtende Moment 40 Nmm.

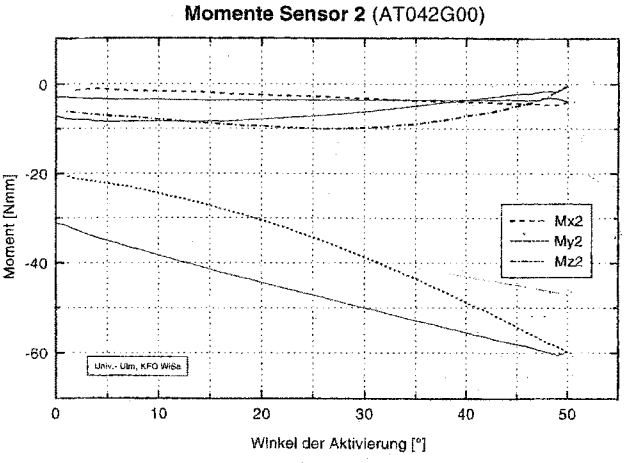

Abb. 15d. Das Moment am Verankerungszahn erreicht maximal 60 Nmm und ist mesialrotierend.

4. Stahl-NiTi-Stahl-Aufrichtefeder

Die Vorteile der 1990 von Sander [23, 24] beschriebenen Klemmverbindung nutzen auch *Drescher et al.* [5] 1992 für ihre Aufrichtefeder. Aus diesem Grund wurde die in [5] beschriebene Aufrichtefeder als Vergleich herangezogen (Abb. 15a bis 15d). Diese Feder wurde mit einer α-Aktivierung von 30° versehen. Die Gesamtlänge der Aufrichtefeder betrug ebenfalls 25 mm.

Wesentliche Unterschiede: Die intrudierende Kraft (Fz) beträgt 1,2 N zu Beginn der Aufrichtung, erreicht bei 40° 0 N. Bei noch stärker gekippten Molaren erfolgt eine Extrusion mit einer Kraft von etwa 0,25 N bei 45° Kippung. Auf der Rücklaufkurve ist die Intrusion von 0 bis 35° zu erkennen. Die nach mesial gerichtete Kraft (Fx) erreicht etwa 7 N bei 45° Neigung (Abb. 15a). Die aufrichtenden Momente betragen etwa 1 bis 5 Nmm bis zu einer Kippung des Zahns von 15°. Ab dort steigen die Momente an und erreichen bei einer Kippung von 45° ein aufrichtendes Moment von 40 Nmm (Abb. 15b). Die auf die Verankerungseinheit wirkenden Kräfte entsprechen den Kräften bei dem aufzurichtenden Zahn mit jedoch entgegengesetztem Vorzeichen (Abb. 15c). Die Momente an der Verankerungseinheit (Abb. 15d) erreichen 60 Nmm bei einer Kippung von 50°.

Diskussion

Die Entwicklung einer neuen Aufrichtefeder, die über weite Bereiche nahezu konstante kleine aufrichtende Momente erzeugt, hat sicherlich eine wichtige Funktion in der Behandlung erwachsener Patienten. Die Verbindung superelastischer Materialien über eine Klemmverbindung mit einem Stahldraht besitzt den großen Vorteil, daß der plastische Bereich des superelastischen Materials weitgehendst genutzt werden kann. Für die Größe der übertragenen Kräfte und Momente haben folgende Faktoren einen Einfluß:

1. Legierung des pseudoelastischen Materials [32].

2. Querschnitt des superelastischen Materials.

3. Temperatur, mit der das Memory eingeprägt wurde [33].

4. Mundtemperatur.

5. Kippung des Zahns.

6. Außengeometrie (α- und β-Aktivierung).

7. Einspannung.

Während einige dieser Punkte durchaus beeinflußbar sind, ist es recht schwierig, die gefundenen Meßergebnisse mit großer Genauigkeit auf den Patienten zu übertragen. Aus diesem Grund sollten die hier vorgestellten Meßergebnisse als wichtige Orientierungshilfe für den Einsatz derartiger Federn am Patienten bilden.

Trotz aller Unwegbarkeiten ist es jedoch gelungen, eine Aufrichtefeder vorzustellen, die über weite Bereiche konstante physiologische Momente auf den Molaren ausübt. Je nach Aktivierung der α-Biegung kann darüber hinaus auch noch Einfluß auf die Intrusion des Molaren während der Aufrichtung genommen werden. Aufrichtungen von Molaren bei gleichzeitiger Intrusion bedeuten auch größere α-Momente. Damit gerät der Behandler in die Situation, daß am Verankerungssegment größere Momente entstehen als beim aufzurichtenden Zahn. Dieser Nebeneffekt ist deshalb erwähnenswert, da die Molarenaufrichtung in der Regel bei erwachsenen Patienten angewandt wird, bei denen möglicherweise die Stabilisierung des anterioren Segments Probleme macht. In jedem Fall sollte aber empfohlen werden, die Stabilisierung im anterioren Bereich mit einem Stahlbogen größerer Dimension durchzuführen. Die Dimensionen Stahl $0{,}017 \times 0{,}025$ oder stärker scheinen dabei optimal zu sein.

Sind die Verankerungsverhältnisse im anterioren Teil ungünstiger, sollte möglichst auf die α-Biegung verzichtet werden und statt dessen eine Aufbißplatte zur Anwendung kommen. Die extrudierenden Kräfte beim aufzurichtenden Molaren lagen im Bereich von 0,2 bis 0,3 N und dürften daher eventuell in Verbindung mit einer Aufbißplatte nur ein geringeres Problem darstellen. Eine weitere Variante stellt auch die Nutzung des 7,5 mm langen SE-Teils dar. Hierbei sind die Momente moderat, die extrudierende Kraft ist jedoch gering.

Selbst bei stark gekippten Molaren mit einer Neigung von 50° zur Okklusionsebene können diese Aufrichtefedern eingesetzt werden. Bei derartigen Extremfällen mit einer Molarenkippung von 50° liegen die Momente bei weniger als 20 Nmm. Diese Werte sind deutlich geringer als die Maximalwerte, die *Roberts et al.* [21] angeben. Da die von *Roberts et al.* [21] angegebenen Maximalwerte bei 30 Nmm liegen, muß vermutet werden, daß diese sicherlich unter dem Aspekt einer Stahl- bzw. TMA-Aufrichtefeder gesehen werden, die aber bereits nach kurzer Deaktivierung den größten Teil ihrer Momente verliert. Bei konstant wirkenden Momenten ist sicherlich der Weg richtig, möglichst kleinere Momente auf den Zahn zu übertragen.

Die abgebildeten Kennlinien für Kräfte und Momente machen bei den neuen Aufrichtefedern eine Nachaktivierung während der Aufrichtung überflüssig. Bei Kontrollterminen ist daher nur auf den einwandfreien Zustand der Aufrichtefeder zu achten.

Gegen Ende der Aufrichtung (etwa 15°), vor endgültiger Einstellung des Molaren, sind die aufrichtenden Momente relativ gering. Dies ist bewußt gewählt, damit ein unzuverlässiger Patient keinen überaufgerichteten Molaren erhält. Wird eine darüber hinausgehende Aufrichtung erwünscht, so stehen zwei Möglichkeiten zur Verfügung:

1. Nachaktivierung der superelastischen Aufrichtefeder mit einem Memory-Maker. Dabei wird die bereits eingebogene Tip-back-Biegung von 15° auf 30° erhöht.

2. Übergang zu ganzen Bögen, die in die Molarentube des aufzurichtenden Zahns eingeführt werden.

3. Nachaktivierung am Übergang Stahl-SE.

Nur in seltenen Fällen ist die zusätzliche Anwendung eines dünnen Silikonschlauchs erforderlich. Hyperaktive Patienten können damit auch nachträglich ausgestattet werden.

Literatur

1. Bantleon, H. P., H. Droschl: Die Problematik der Molarenaufrichtung. Dtsch. Stomat. 83 (1986), 571–578.
2. Burch, J. G., B. Bagci, D. Sabulski, C. Landrum: Periodontal changes in furcations resulting from orthodontic uprighting of mandibular molars. Quintessence Int. 23 (1992), 509–513.
3. Burstone, C. J.: Mechanics of the segmented arch technique. Angle. Orthodont. 36 (1966), 99–120.
4. Diedrich, P.: Die Aufrichtung gekippter Molaren als präprothetische und parodontitisprophylaktische Maßnahme. Dtsch. zahnärztl. Z. 41 (1986), 159–163.
5. Drescher, D., C. Bourauel, M. Thier: Eine pseudoelastische NiTi-Aufrichtefeder für Molaren – Entwurf, biomechanische Prüfung und klinische Anwendung. Fortschr. Kieferorthop. 53 (1992), 286–196.
6. Helkimo, M.: Studies on function and dysfunction of the masticatory system. Proc. Finn. dent. Soc. 70 (1974), 37–49.
7. Jacobs, S. G.: The uprighting of tilted molar teeth and the intrusion of over-erupted posterior teeth. Aust. orthodont. J. 9 (1986), 329–334.
8. Janson, M.: Long-term effects of orthodontic treatment. A functional, cephalometric and clinical study of Angle cl. II div. 1 malocclusion cases. Department of Orthodontics, School of Dentistry, University of Bergen, Norway 1981.
9. Kennedy, J. E.: Effect of inflammation on collateral circulation of the gingiva. J. periodont. Res. 9 (1974), 147–152.
10. Khouw, F. E., L. A. Norton: The mechanism of fixed molar uprighting appliances. J. prosth. Dent. 27 (1972), 381–389.
11. Kraal, J. G., J. J. Digiancinto, R. A. Dail, K. Lemmerman, J. W. Peden: Periodontal conditions in patients after molar uprighting. J. prosth. Dent. 43 (1980), 156–162.
12. Lang, N. P.: Das präprothetische Aufrichten von gekippten unteren Molaren im Hinblick auf den parodontalen Zustand. Schweiz. Mschr. Zahnmed. 87 (1977), 560–569.
13. Lang, R.: A technique for uprighting impacted and ectopically erupting permanent molars. Ontario Dent. 60 (1983), 23–30.
14. Lang, R.: A simple technique for uprighting partially impacted molars. Ontario Dent. 68 (1991), 34–38.
15. Lindhe, J., I. Ericcson: The influence of trauma from occlusion in healthy periodontal tissues in dogs. J. clin. Periodont. 3 (1976), 110–122.
16. Melsen, B., S. Williams, F. Ronay: Differenzierte Kräftesysteme zur Aufrichtung von Molaren. Dtsch. Stomat. 84 (1987), 185–193.
17. Mohlin, B.: Relation between malocclusion and mandibular dysfunction in Swedish men. Europ. J. Orthodont. 2 (1980), 229–238.
18. Müller, P.: Präprothetisch-orthodontische Aufrichtung eines gekippten UK-Molaren. Quintessenz 33 (1982), 1225–1228.
19. Niedermaier, W.: Desmodontrie – ein neues Verfahren zur Bestimmung und Analyse der Zahnbeweglichkeit II. Dtsch. zahnärztl. Z. 42 (1987), 1021–1027.
20. Reynolds, L. M.: Uprighting lower molar teeth. Brit. J. Orthodont. 3 (1976), 45–51.
21. Roberts, W. W., F. M. Chacker, C. J. Burstone: A segmental approach to mandibular molar uprighting. Amer. J. Orthodont. 81 (1982), 177–184.
22. Sabulski, D., J. Burch, B. Bagci, C. Landrum: Periodontal changes in furcation due to orthodontic uprighting of mandibular molars. J. dent. Res. 70 (1991), 545.
23. Sander, F. G.: Festigkeit und Elastizität kieferorthopädischer Drähte unter Berücksichtigung der superelastischen Materialien. Inf. Orthodont. Kieferorthop. 4 (1990), 489–499.
24. Sander, F. G.: Eigenschaften superelastischer Drähte und deren Beeinflussung. Inf. Orthodont. Kieferorthop. 4 (1990), 501–514.
25. Thilander, B., S. O. Jacobson, S. Skageos: Orthodontic sequelae of extraction of permanent first molars. Odont. Tidsskr. 71 (1963), 380–411.
26. Tuncay, O. C., R. H. Biggerstaff, J. C. Cutcliffe, J. Berkowitz: Molar uprighting with T-loop springs. J. Amer. dent. Ass. 100 (1980), 863–866.
27. Valo, T. S.: Molar uprighting to enhance fixed bridges. CDS Review 79 (1986), 54–57.
28. Vanarsdall, R. L., M. L. Swartz: Molar uprighting. Ormco catalogue no. 740-0014. Ormco Cooperation, Glendora, Calif. 1980, p. 1–25.
29. Vig, K. W.: Some methods of uprighting lower second molars. Brit. J. Orthodont. 2 (1975), 217–220.
30. Vig, K. W.: Some methods of uprighting lower second molars - II. Brit. J. Orthodont. 3 (1976), 39–44.
31. Weiland, F. J., H. P. Bantleon, H. Droschl: Molar uprighting with crossed tipback springs. J. clin. Orthodont. 26 (1992), 335–337.
32. Wichelhaus, A., H. Hempowitz, F. G. Sander: Einsatz superelastischer Materialien in der Kieferorthopädie – Teil 1. Biomed. Techn. 6 (1995), im Druck.
33. Wichelhaus, A., F. G. Sander: Das Verhalten von superelastischen Drähten im elastischen und plastischen Bereich in Abhängigkeit von der Temperaturbehandlung. Kieferorthop. Mitt. (1994), 95–106.

Korrespondenzanschrift: Dr. Andrea Wichelhaus, Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität, Oberer Eselsberg, D-89081 Ulm.