

# Superelastische NiTi-Spiral ...

Fortsetzung von Seite 1

Die Entwicklung eines mathematischen Verfahrens zur Definition der Plateaubereiche stellte dabei eine zur quantitativen Differenzierung der Plateaubereiche unablässige Voraussetzung dar. Anschließend wurden die gewonnenen Resultate auf ihre Validität in der klinischen Anwendung mit Hilfe einer Simulation intraoraler Dehnungs- und Temperaturzyklen hin untersucht.

## Methodik

Die mechanische Charakterisierung von Stahllegierungen kann zumindest im Hooke'schen Bereich relativ einfach über das E-Modul erfolgen. Bei den superelastischen Materialien hingegen ergibt sich durch ihr

nicht lineares Verhalten im Kraft-Weg-Diagramm eine ganz andere Ausgangslage (Abb. 1).

Die klinisch interessierende Deaktivierungskurve weist zunächst eine hohe Steigung auf. Im Bereich des Plateaus hingegen vermindert sich der Kraftabfall pro Wegstrecke massiv, sodass von einer Kraftkonstanz im Plateaubereich gesprochen werden kann. Diese Phase wird geprägt durch die Umwandlung von kubisch raumzentriertem Martensit in hexagonal dichtgepackten Austenit. Bei dieser Kristallgitterstruktur-Umwandlung wird Energie frei. Diese kompensiert den verminderten Energiegehalt, welcher die Feder durch die zunehmende Entspannung erfährt und führt somit zu einem Kraft-Plateau. Im terminalen Be-

reich der Deaktivierungskurve erreicht die Steigung wieder ähnliche Werte, wie dies im Anfangsbereich der Fall war.

In dieser S-förmigen Kurve liegt aber auch die Schwierigkeit der Materialcharakterisierung. Zudem weisen die superelastischen Materialien unter wechselnden Temperaturbedingungen und Spannungen ein höchst dynamisches Verhalten auf. Zur Evaluation von Kraft-Weg-Diagrammen wird deshalb ein Algorithmus benötigt, der die jeweiligen Testbedingungen, unter denen die Kraft-Weg-Diagramme erstellt wurden, berücksichtigen kann.

Einen interessanten Ansatz zur Charakterisierung superelastischer Materialien lieferten Segner und Ibe mit der SE-Ratio<sup>4</sup>. Sie verglei-

chen dabei die maximale terminale Steigung der Deaktivierungskurve mit der minimalen Steigung im Plateaubereich. Wird ein Wert von mindestens 2 erreicht, so besteht per definitionem eine Tendenz zur Superelastizität. Ein Wert von mindestens 8 wurde als Superelastizität definiert. Die Plateauberechnung über die SE-Ratio weist allerdings einige Probleme auf. Die SE-Ratio ist ein Verhältnis zweier Steigungen auf einer Kurve, stellt also nicht einen Bereich konstanter Kräfte dar. Vielmehr ist sie in großem Maße von der Steigung im Endbereich der Kurve abhängig. Somit ist es möglich, dass Federn mit identischen Plateaus andere SE-Ratios aufweisen. Ein weiteres Problem stellt die Unabhängigkeit der SE-Ratio vom Kraftniveau der Feder dar. Für eine klinische Anwendung entscheidend ist nicht der absolute Kraftumfang eines Plateauberei-

ches, sondern die Relation von Kraftniveau des Plateaus und Kraftvariabilität innerhalb desselben. So

kein klinisch sinnvolles Plateau dar. Hingegen ermöglicht er die Definition eines charakteristischen Kraft-

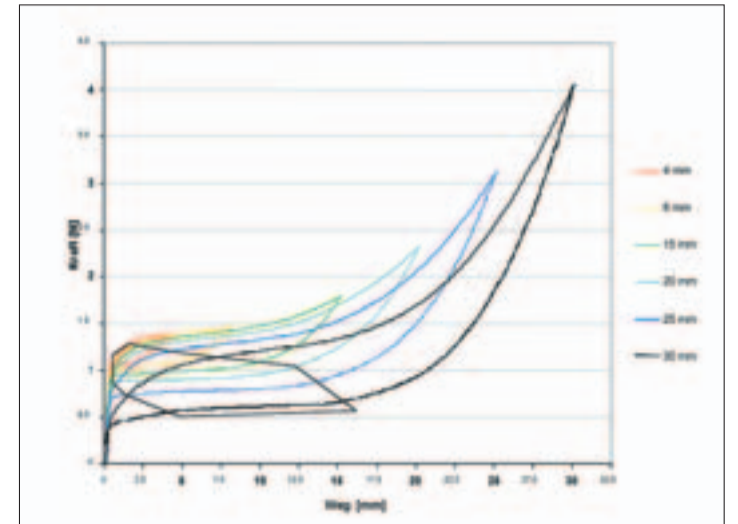


Abb. 2: Kraft-Weg-Diagramm einer GAC light Feder. Klar ersichtlich ist der Effekt der integrierten Vorspannung. Zudem zeigt sich deutlich der Einfluss der Auslenkung auf Plateauhöhe und -ausdehnung. Der Bereich der mathematisch berechneten Plateaus ist weiß hervorgehoben.

kann ein Plateau, welches sein Kraftniveau bei 2 N aufweist, problemlos einen Kraftumfang von beispielsweise 0,2 N aufweisen. Klinisch bedenklich wird der gleiche Kraftumfang von 0,2 N hingegen bei einer Feder, deren Kraftplateau bei 0,5 N liegt. Hier beträgt die gleiche Kraftabweichung bereits knapp 50 % der Plateaumittelkraft. Es wird klar, dass eine klinisch sinnvolle Plateaudefinition über eine prozentuale Abweichung von der Plateaumittelkraft erfolgen muss. Die SE-Ratio kann diese Differenzierung nicht vornehmen. Ein drittes Problem entsteht durch die Herstellung der Retraktionsfedern. Einige Hersteller implizieren den Federn bereits in Ruhelänge eine Spannkraft. Im Kraft-Weg-Diagramm weisen diese Federn sodann einen extrem steilen Spannungsanstieg bei geringsten Auslenkungen auf.

Da die SE-Ratio in hohem Maße von der Endsteigung abhängig ist, würde sie durch solche Herstellungsprozesse ungünstig beeinflusst werden.

In einem ersten Schritt muss für einen klinisch sinnvollen Algorithmus infolgedessen ein für jede Deaktivierungskurve individuell ermittelter, charakteristischer Kraftwert gefunden werden. Diese Bedingung konnte unseres Erachtens über eine Modifizierung der SE-Ratio erfüllt werden. Anstelle der terminalen maximalen Steigung, welche wie beschrieben durch verschiedene Herstellungstechniken beeinflusst werden kann, verwendeten wir die initiale maximale Steigung der Deaktivierungskurve. Diese stellt eine ausschließlich über die Materialeigenschaften nicht aber über Herstellungsverfahren beeinflussbare Messgröße dar. In Anlehnung an den Vorschlag von Segner und Ibe<sup>4</sup> zur Definierung einer superelastischen Tendenz wählten wir eine Ratio von mindestens 2 zur Definition eines Plateaubereiches. Dieser erste Plateaubereich, SE-Plateau genannt, umfasst sämtliche Punkte auf der Deaktivierungskurve, die eine SE-Ratio von mindestens 2 aufweisen. Wie bereits erläutert, stellt dieser Bereich aber

wertes, der für jede einzelne Feder, unter beliebigen Aktivierungen und Temperaturen festgelegt werden kann. Der SE-Plateau-Mittelpunkt ist der Verwendung des Punktes mit der maximalen SE-Ratio aus folgenden Gründen vorzuziehen. Es zeigte sich, dass einige Federn ihre maximale SE-Ratio nicht im Bereich des visuellen Plateaumittelpunktes hatten, sondern dieser stark zum Plateauende hin verschoben war und somit kein optimales Kraftniveau darstellte. Zudem ist ein Steigungsmaximum stark durch messtechnisch bedingte Undulationen der Deaktivierungskurve beeinflussbar. Viel konstantere Ergebnisse können erzielt werden, indem nicht ein Einzelwert, sondern ein Mittelwert eines ganzen Bereiches für einen Ausgangswert zu Grunde gelegt wird. Angesichts der individuellen Reaktionsbreite eines jeden Patienten und der damit zusammenhängenden Unsicherheit bezüglich der optimal einzusetzenden Kräfte, legten wir den Berechnungen der Plateaus eine Kraftvarianz von +/-10 % bezogen auf den Kraftmittelwert voraus. In einem zweiten Schritt kann nun mit Hilfe des errechneten Kraftumfangs von 20 % des SE-Plateaumittelwertes der größtmögliche Bereich auf der Deaktivierungskurve ermittelt werden, welcher die Plateaubedingungen bezüglich der Kraftvarianz erfüllt. Mit Hilfe dieses neuen Algorithmus zur Definition der klinischen Plateaus ist es erstmals möglich, einen objektiven nicht betrachterabhängigen Vergleich superelastischer Materialien verschiedener Hersteller, beziehungsweise derselben Materialien unter verschiedenen Versuchsbedingungen vorzunehmen.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Plateaubereiche 24 aktueller superelastischer Retraktionsfedern sieben verschiedener Hersteller ermittelt. Die Federn wurden dazu mit Hilfe einer Instron 4444 Zugmaschine auf Werte zwischen 4 und 30 mm vorgedehnt. Die Versuche fanden in einem Wasserbad bei einer Tempe-

ANZEIGE

mectron



starlight pro

mobile Lichtpolymerisation

Knallhart kalkuliert!!!  
Jetzt nur noch 690,- €  
anstatt 990,- €! Zzgl. ges. MwSt.

3 JAHRE GARANTIE

auf Gerät und Akku\*  
\*ausgenommen Fiberglaslichtleiter

UVP 990,00 €  
zzgl. gesetzl. MwSt.

Mobile Lichtpolymerisation leicht gemacht

- Ultraleicht – nur 105 g
- Geräuschlos, da ohne Ventilator
- Glatte Oberfläche ohne Kühlschlitze, einfach zu reinigen
- Härtet eine Schicht von 2 mm zuverlässig in 10 sec aus
- Kapazität von 460 Zyklen à 10 sec pro Akku-Ladung
- nur 90 min Ladezeit
- Fiberglaslichtleiter mit Ø 8 mm, optional auch Ø 4,5 mm verfügbar
- 2 Modi, „Fast-Curing“ und „Slow Rise“ wählbar

smile into the future!

mectron Deutschland Vertriebs GmbH

Keltenring 17  
82041 Oberhaching  
tel +49 89 63 86 69 0  
fax +49 89 63 86 69 79  
info@mectron-dental.de

ratur von 36 °C statt, welche mittels eines Julabo FS18 Thermostates und einer im Wasserbad integrierten internen Temperatursonde mit einer Temperaturkonstanz von +/-0,1°C kontrolliert und konstant gehalten werden konnte. Die Haltevorrichtung wies wie in der Klinik üblich eine freie Aufhängung der Feder auf. Somit konnten allfällig entstehende Spannungen durch Torsion, wie bei Klemmvorrichtungen üblich, umgangen werden.

Zur Standardisierung der Messdaten wurde ein Kraft-Schwellenwert von 0,1 N festgelegt. Der Schwellenwert wurde für jede Dehnung neu definiert. Ab Erreichen des Schwellenwertes wurden die Federn um folgende Dehnstufen distrahert: 4 mm, 8 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm. Jede Dehnstufe wurde dabei zweimal durchlaufen, bevor zur nächst höheren übergegangen wurde.

Es wurde alle 0,05 mm ein Messwertepaar (Distanz [mm], Kraft [N]) aufgenommen, dies bei einer Dehngeschwindigkeit von 1 mm/s. Federn, welche eine bleibende Verformung von mehr als 1 mm aufwiesen, wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

**Ergebnisse**

Bei der Auswertung zeigte sich, dass die SE-Ratio nur bedingt zu einer klinisch relevanten qualitativen Diskriminierung von Zugfedern geeignet ist. Im Bereich der ein- und zweistelligen SE-Ratien wird ihre Abhängigkeit von der initialen Steigung deutlich. So wiesen Federn mit gleichwertigen Plateaubereichen ganz unterschiedliche SE-Ratien auf. Die SE-Ratien können in diesem Bereich nicht als qualitativ differenzierender Parameter betrachtet werden. Hingegen kann eine SE-Ratio im drei- und höherstelligen Bereich genauso wie eine SE-Ratio < 2 gut zur groben Einteilung beigezogen werden. Erstere kommt nur zu Stande, wenn der Plateaubereich na-

hezu horizontal verläuft, während letztere nur bei Federn beobachtet werden konnte, deren Kraft-Weg-Diagramme entsprechend einer konventionellen Feder annähernd lineare Verhältnisse widerspiegeln.

Ferner zeigte sich, dass die untersuchten Federn lange nicht alle in sie gesteckten Erwartungen erfüllen konnten. Zwar werden alle als superelastische NiTi-Federn vermarktet, die Resultate zeigen aber, dass einige der getesteten Federn zumindest bei Mundtemperatur kaum superelastisches Verhalten aufweisen. Umso wichtiger scheint deshalb die Arbeit unabhängiger Gruppen zur Charakterisierung kieferorthopädischer Produkte.

In Bezug auf die superelastischen Eigenschaften weichen die Federn der verschiedenen Hersteller stark voneinander ab. Federn eines Typus und derselben Charge verhalten sich jedoch sehr ähnlich. Nicht publizierte Messungen an Federn einer zweiten Charge haben im Allgemeinen eine gute Übereinstimmung der Chargen ergeben. Dies lässt auf konstante Produktionsqualität und somit gleich bleibende Federeigenschaften eines Typen schließen.

Über das Federdesign lassen sich die superelastischen Federn in zwei Gruppen einteilen. Erste beinhaltet Federn, die mit einer Vorspannung versehen worden sind (Forestadent und GAC). Die zweite Gruppe weist keine Vorspannung auf. Der Vorteil der Vorspannung liegt in der Eigenschaft, dass die Federn bereits bei kleinsten Auslenkungen in den Bereich des Plateaus zu liegen kommen, d.h. sie bleiben in der Rücklaufkurve beinahe bis zur vollständigen Kontraktion im Bereich des SE-Plateaus. Federn ohne Vorspannung erreichen ihr Plateau bisweilen erst nach einigen Millimetern Auslenkung bzw. verlassen schon einige Millimeter vor ihrer vollständigen Kontraktion den Plateaubereich.

Wenn auch durch bewusste Platzierung der Befestigungspunkte der Feder, dieser in oro eine Vorspannung gegeben werden kann, so ist eine federintegrierte Vorspannung dennoch wünschenswert. Sie reduziert die nötige Auslenkung und somit die Ausdehnung in oro und hilft so die Apparatur möglichst kompakt und Irritationen der Schleimhaut gering zu halten.

Einen ganz entscheidenden Parameter im Hinblick auf die Entwicklung von superelastischen Eigenschaften stellt neben der Umgebungstemperatur die Größe der Auslenkung dar. Dies konnte in Übereinstimmung mit Untersuchungen von Wichelhaus<sup>5</sup> gezeigt werden. Kleine Auslenkung bis 4 mm Dehnung führten nur in wenigen Fällen zur Ausbildung eines SE-Plateaus. Es scheint entscheidend zu sein, über eine mechanische Deformierung genügend Martensitbildung zu induzieren (stress induced martensite). Während einige Federn bereits bei 8 mm Dehnung genügend SIM bilden konnten, um in der Rücklaufkurve ein Plateau zu erzeugen, vermochte

dies bei anderen erst eine Dehnung über 30 mm zu bewirken. Es scheint deshalb notwendig, dass die einge-

wendigkeit der Vordehnung zur Etablierung der superelastischen Eigenschaften, lassen sich über diese auch die

30 mm Vordehnung und 2 N bei 15 mm Vordehnung. Auch die Länge des klinischen Plateaus, welches definiert wurde als Bereich auf der Rücklaufkurve, der dem Kraftwert der Mitte des SE-Plateaus +/- 10% Kraftabweichung entspricht, wird durch die Auslenkung entscheidend beeinflusst. Beträgt dieses für dieselbe Feder bei 15 mm Auslenkung von 2 N noch 8,5 mm, so verkleinert es sich bei 30 mm Auslenkung und einer Plateaumittelkraft von 1 N auf 4,5 mm. Das Beispiel zeigt, dass ein und dieselbe Feder je nach Vordehnung komplett verschiedene Eigenschaften aufweist. Ungleich einer Stahlfeder lässt sich das Verhalten der superelastischen NiTi-Federn nicht über die für konventionelle Legierungen gültige Formel zur Berechnung der Federkraft berechnen ( $F = Gd^3/x/8D^3N$ ). Es ist deshalb für den Kliniker unabdingbar, dass Daten zu verschiedenen

Dehnstufen derselben Feder einsehbar sind.

Die Simulation intraoraler Einflüsse über mechanische Minizyklen von 2 mm Auslenkung und Temperaturzyklen im Bereich von 4-60 °C lassen auf eine gute Übertragbarkeit der Resultate auf die klinische Anwendung hin schließen. So verminderte sich das Kraftniveau unter den ersten fünf mechanischen Minizyklen um durchschnittlich 10%. Weitere Zyklen führten zu keiner nennenswerten Kraftreduktion. Hingegen trat über die Temperaturzyklen eine Erhöhung der Kraftabgabe um ca. 15-20% ein. Addiert man diese beiden Werte gegeneinander auf und wird der Spannungsabfall durch die Deaktivierung infolge Zahnbewegung mit berücksichtigt, so entsteht nahezu eine Nullbilanz. Die gemessenen Plateaukräfte unter 36 °C können direkt auf die intraorale Anwendung übernommen werden. □

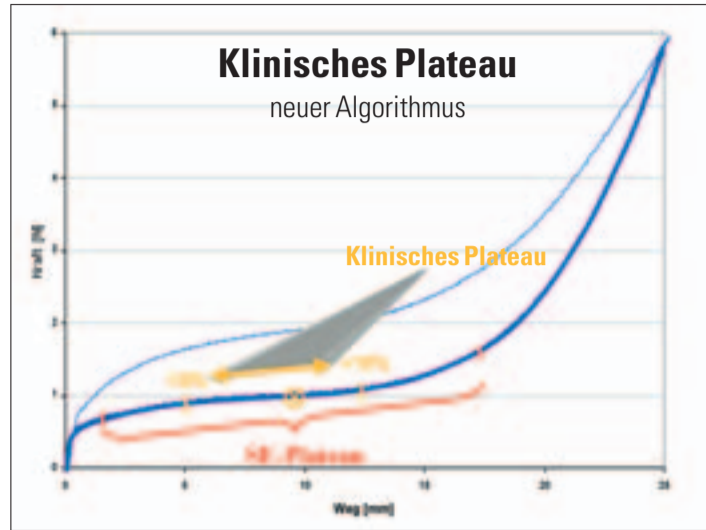


Abb. 3: Berechnung des klinischen Plateaus mittels eines neuen Algorithmus zur Plateaufinition superelastischer Materialien.

setzten Federn unmittelbar vor dem definitiven Einhängen einer entsprechenden Vordehnung ausgesetzt werden. Neben der reinen Not-

Plateaukennwerte der Feder steuern. So variiert am Beispiel einer GAC heavy Feder der Plateaubereich je nach Aktivierung zwischen 1 N bei

**ANZEIGE**

**NEU!**

EIN REVOLUTIONÄRER SCHRITT  
IN DIE SANFTE KIEFERORTHOPÄDIE

- Passiv selbstligierendes Bracketsystem
- Geringe Reibung, geringe mechanische Kräfte
- Verringerte Behandlungs- und Stuhlzeit
- Bessere Kontrolle der Zahnbewegungen

11. - 12. MÄRZ 2005 IN MÜNCHEN

DR. ALAN BAGDEN  
 Weitere Informationen erhalten Sie unter: Tel.: +31 33 453 61 62 oder  
 per e-mail: marinescom@sybrondental.com. Besuchen Sie auch unsere  
 Webseite: www.ormco.com.learning/events

**ORMCO DEUTSCHLAND,  
ÖSTERREICH, SCHWEIZ**

**☎ 00800 3032 3032  
☎ 00800 5000 4000**

ORMCO (EUROPE) BV

**KN Literatur**

1. Andreassen GF, Hilleman TB: An evaluation of 55cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 82: 1373-5(1971).
2. Miura F, Hamanaka H: The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Dentofac Orthop 90: 1-10 (1986).
3. Brauchli L, Wichelhaus A: Mechanische Eigenschaften superelastischer Retraktionsfedern: Quantifizierung auftretender Kräfte und Beschreibung der Plateauphasen anhand von Kraft-Weg-Diagrammen. Dissertationsschrift, Universität Basel, Schweiz (2004).
4. Segner D, Ibe D: Properties of superelastic materials and their relevancy to orthodontic treatment. Eur J Orthod 17: 395-402(1995).
5. Wichelhaus A: Die Entwicklung und klinische Anwendung superelastischer Bogen und Teilbogen in der Kieferorthopädie. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Quintessenzverlags-GmbH, Berlin (1999).

# „Der Algorithmus hilft dabei, eine neutrale Beurteilung zum Vergleich verschiedener Federn oder Aktivierungen zu geben“

KN sprach in Freiburg mit Prof. Dr. Andrea Wichelhaus und Dr. Dr. Lorenz Brauchli von der Klinik für Kieferorthopädie und Zahnheilkunde der Universität Basel

**KN** Weshalb wurde ein neuer Algorithmus definiert und was beschreibt er?

Eine der interessantesten Eigenschaften superelastischer Materialien ist die Ausprägung von Kraftplateaus auf der Deaktivierungskurve. Die Auswertung dieser Deaktivierungskurven erfolgte bis jetzt entweder visuell und damit Betrachter bezogen, oder es wurden Algorithmen verwendet, welche die Plateaubereiche zwar mathematisch definieren, aber nicht auf die klinischen Erfordernisse abgestützt waren. Der neue Algorithmus vermag jetzt erstmals das Plateau von superelastischen Legierungen – unabhängig davon, ob es sich um Retraktionsfedern oder andere

Designs handelt – über klinisch wichtige Parameter zu definieren.

**KN** Ist der von Ihnen beschriebene Algorithmus zur Plateaufestlegung klinisch relevant?

Auf jeden Fall. Wir haben uns bemüht, einen Algorithmus zu definieren, der die klinisch wichtigen Aspekte der Kraftkonstanz und der Abhängigkeit des Kraftumfanges eines Plateaus vom effektiven Plateauniveau berücksichtigt. Ein Knackpunkt war dabei die Definition einer charakteristischen Federkraft.

**KN** Inwiefern?

Superelastische Materialien reagieren sehr empfindlich auf äußere Einflüsse, wie sie über

Temperatur und Spannungsänderungen auftreten. Deshalb kann auch ein und dieselbe Feder bei verschiedenen Temperaturen und Auslenkungen Kraftabweichungen von mehr als 100 % aufweisen, und dabei meine ich die Kraftwerte am Plateaumittelpunkt. Oder anders gesagt: Eine 200 g Feder kann bei einer höheren initialen Auslenkung zu einer 100 g Feder werden. Dies bedingt, dass in einem ersten Schritt die Definition einer charakteristischen Federkraft erfolgen muss, bevor in einem 2. Schritt ausgehend von diesem Kraftwert die Plateauausdehnung und Lokalisation errechnet werden kann. Und hier komme ich wieder auf Ihre vorherige Frage zurück: Da viele Herstel-

ler keine differenzierten Angaben zu verschiedenen Federaktivierungen liefern, haben Materialtestungen durch unabhängige Institute gerade bei superelastischen Legierungen durchaus klinische Relevanz. Der Algorithmus hilft dabei, eine neutrale Beurteilung zum Vergleich verschiedener Federn oder Aktivierungen zu geben.

**KN** Welche Vorteile würde eine konsequente Umsetzung in der täglichen Praxis bieten?

Der gezielte Einsatz superelastischer Elemente ermöglicht in vielen Fällen, über eine große Bewegungsstrecke mit nahezu konstanten Kräften und Momenten zu arbeiten. Die Kontrolle der M/F-Ratien kann da-

durch wesentlich verbessert werden. Dies führt im Endeffekt zu einer Optimierung der Bewegungsabläufe und einer Reduzierung von Nebenwirkungen. Allerdings können diese Vorteile in der Klinik nur umgesetzt werden, wenn genau bekannt ist, in welchem Bereich die Plateauphasen auftreten. Und da kann der neue Algorithmus Klarheit schaffen.

**KN** Ist eine rechen-technische Modellierung der Kurven vorgenommen worden?

Selbstverständlich. Auf Grund der hohen Messwertdichte (es wurden 20 Datenpunkte/mm aufgezeichnet) ergeben sich leichte Undulationen in der Kurve. Um diese artifiziellen Wellenbewegungen zu eliminieren, musste die Kurve deshalb in einem ersten Schritt über Mittelungsverfahren geglättet werden. Erst danach kann eine Betrachtung von Steigungsverhältnissen, wie sie die modifizierte SE-Ratio darstellt, sinnvollerweise durchgeführt werden.

**KN** Wie genau lassen sich Grenzbedingungen der superelastischen Retraktionsfedern im klinischen Bereich einschätzen, ist ausreichend Toleranz für den klinischen Einsatz

vorhanden und werden Grenzwerte erreicht?

Gerade im klinischen Einsatz weisen die superelastischen Materialien bezüglich der Aktivierung große Vorteile auf. So weist die GAC 50 g Feder bei einer initialen Dehnung von 30 mm eine Plateaulänge von über 15 mm auf. Innerhalb dieses Plateaus spielt es keine Rolle wie stark die Aktivierung ausfällt, da wir uns in einem Kraftumfang von 6,8 g (über den gesamten Plateaubereich gemessen) bewegen. Kritischer ist hingegen die initiale Vordehnung, da die Plateaulänge, -steigung und -lokalisierung zu einem großen Teil von ihr abhängen. Über die initiale Dehnung der Feder wird der Anteil an Stress induziertem Martensit gesteuert. Je mehr Vordehnung, desto mehr Martensitbildung, desto tiefer sinkt das Kraftniveau – und dies kann Änderungen des Plateaukraftniveaus im Bereich von 50 % bewirken. Trotzdem ist die klinische Anwendung unproblematisch, da es genügt, die initiale Auslenkung im Zentimeterbereich zu kontrollieren, d. h. man kann sich intraoral an den Zahnbreiten orientieren.

**KN** Vielen Dank für das Gespräch. **KN**

## KN Kurzvita

### Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

- 1980–1985 Studium der Zahnmedizin, Universität Köln und Heidelberg
- 1985 Abschluss Zahnmedizin
- 1987 Promotion Dr. med. dent.
- 1989 Spezialisierung im Fach KFO
- 1990–1999 Oberärztin und stellvertretende Direktorin der Abteilung für Kieferorthopädie der Universität Ulm
- 1995 Walter-Engel-Preis zur Anerkennung der wissenschaftlichen Entwicklungen in der Kieferorthopädie
- 1995 Preis für die beste Jahrespublikation von der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie für den Artikel „Entwicklung einer neuen NiTi-Stahl-Aufrichtefeder“
- 1996 Habilitation, Universität Ulm
- 1996 Forschungsaufenthalt an der Harvard University, Department of Orthodontics, Boston USA
- seit 1999 Professorin und Ordinaria der Klinik für Kieferorthopädie und Kinderzahnmedizin an der Universität Basel



### Wissenschaftliche Arbeitsgebiete:

- Entwicklung und Testung von neuen Federsystemen und Bögen in der fest-sitzenden Technik
- Biomechanik des orofazialen Systems: In-vivo- und In-vitro-Studien der Zahnbeweglichkeit
- Effekte von Kräften und Momenten auf die Zähne
- Biokompatibilitätsuntersuchungen von kieferorthopädischen Materialien
- Röntgenologische Studien über Knochenstrukturen
- Einfluss der Muskulatur auf funktionelle Prozesse

### Dr. Dr. Lorenz Brauchli

- geboren am 11.01.1974
- 1994–2000 Studium der Humanmedizin an der medizinischen Fakultät der Universität Basel
- 1998–1999 Fellowship am Universitätsspital Archet II, Nizza (Frankreich)
- Forschungstätigkeit am AO-ASIF Osteosynthese-Zentrum in Davos
- 2000–2003 Studium der Zahnmedizin an der medizinischen Fakultät der Universität Basel
- 2002 Promotion in der Humanmedizin auf dem Gebiet der Distractionsosteogenese
- 2003 Aufnahme der Assistenzarzt-tätigkeit an der Klinik für Kieferorthopädie und Kinderzahnmedizin der Universität Basel



- 2004 Promotion in der Zahnmedizin auf dem Gebiet der Biomechanik von NiTi Retraktionsfedern

### Forschungsschwerpunkte:

- In-vitro-Untersuchungen aktueller Bonding Materialien
- In-vivo- und In-vitro-Studien mit FRC Retainern
- Kraftsysteme von Voll- und Teilbögen

## INTERNATIONALES DAMON SYMPOSIUM

GRIMALDI FORUM - MONACO

16. - 20. Juni 2005

### Damon System

- Passiv selbstligierendes Bracketsystem
- Geringe, mechanische Kräfte
- Geringe Reibung

### Das sollten Sie nicht verpassen:

- Lernen Sie Damon kennen
- Treffen Sie erfahrene Damon Anwender
- Geniessen Sie die Kultur Monacos

### DR. DWIGHT DAMON



Es erwartet Sie ein interessantes Programm. In diesen Tagen erfahren Sie alles, was Sie schon immer über das Damon System wissen wollten.

Dr. Damon wird über den aktuellen Entwicklungsstand berichten, und eine Reihe international anerkannter Referenten werden Sie an Ihren Erfahrungen teilhaben lassen.

Die sanfte Art, Zähne zu bewegen.

Das Damon System arbeitet mit geringen Kräften, im Zusammenspiel mit der Gesichtsmuskulatur, der Zunge, dem Alveolarknochen und dem Weichgewebe.

Die dadurch resultierenden Ergebnisse werden nicht nur Sie, sondern auch Ihre Patienten begeistern.

