

Biomechanische Prüfung des neuen Torque-Segment-Bogens (TSB)

A. Wichelhaus, F. G. Sander

Abteilung Kieferorthopädie, Universität Ulm

Zusammenfassung: Es wurden neue Torque-Segment-Bögen (TSB) vorgestellt, die aus einem superelastischen Frontteil mit 30° bzw. 45° Torque bestehen und mit zwei Stahlseitenteilen über Klemmverbindungen miteinander verbunden sind. Bei der Anwendung derartiger TSB liegt die Klemmverbindung direkt mesial vom Eckzahnbrackett, die Seitenteile weisen einen Torque von 0° auf. Die Anwendung derartiger TSB verlangt vom Behandler das Justieren des Frontzahnsegments, die Einbiegungen erster Ordnung im Stahlseitenteil sowie die Einbiegungen eines Sweeps zur Vermeidung einer Frontzahnextrusion und, falls gewünscht, das Einbiegen von Biegungen dritter Ordnung zur Beeinflussung der Prämolaren und Molaren. Da jede Torqueübertragung auch eine transversale Verbreiterung im Molarenbereich zur Folge hat, kann die gleichzeitige Anwendung von Palatinalbögen notwendig werden. Verglichen mit den üblichen Stahlbögen der Dimension 0,016 × 0,022, in die ein Frontzahn torque hineingebogen wird, zeigen die TSB erhebliche geringere Nebenwirkungen, jedoch ein größeres distal rotierendes Moment für die Molaren. 1. Bei der Anwendung von TSB ist die auf die Frontzähne übertragene extrudierende Kraft erheblich geringer. 2. Die auf die Frontzähne wirkende protrudierende Kraft ist ebenfalls erheblich kleiner und stellt somit einen geringeren Anspruch an die Verankerung der Molaren. 3. Die Torqueübertragung auf die Schneidezähne liegt selbst bei einem Torque von 50° in einem äußerst moderaten Bereich. Verglichen mit den oben erwähnten Stahlbögen, kann daher mit geringeren oder keinen Resorptionen gerechnet werden. 4. Das martensitische Plateau der TSB weist in großen Bereichen konstante Momente auf, so daß derartige Bögen bei fast allen Frontzahnstellungen verwendet werden können. 5. Die vorgestellten TSB können sowohl bei der Standard-Edgewise-Technik als auch bei jeder Straight-wire-Technik verwendet werden. 6. Ein Nachjustieren der Torquewerte ist bei den neuen Bögen nicht erforderlich. 7. Zur Kontrolle der übertragenen Torquewerte empfiehlt es sich, bei jeder Kontroll Sitzung mit dem beschriebenen Torqueschlüssel die bereits übertragenen Torquewerte zu überprüfen. 8. Der Torqueschlüssel macht, wenn die Torquewerte der Brackets bekannt sind, ein häufiges Röntgen des Patienten überflüssig. 9. Nach Erreichung der gewünschten Torquewerte kann mit konventionellen Bögen weiterbehandelt werden.

Biomechanical Evaluation of the New Torque Segmented Archwire (TSA)

Summary. New torque segmented archwires are presented which consist of a superelastic anterior component with 30° or 45° torque and which are connected to 2 steel lateral components by means of a crimped connector. When using such torque segmented archwires, the crimped connector rests mesially to the canine bracket and the lateral components exhibit a torque of 0°. The use of the torque segmented archwires requires the practitioner to adjust the anterior tooth segment, to bend in first order bends in the steel lateral portion as well as to bend in a sweep to avoid an anterior tooth extrusion, and, if desired, to bend in third order bends to influence premolars and molars. In some cases the simultaneous application of palatal arches can become necessary, because each torque transfer results in a transversal enlargement in the molar area. Compared to conventional steel wires with dimensions of 0,016 × 0,022 in which an anterior tooth torque is bent, the torque segmented archwires exhibit considerably fewer side effects, but there is a larger distally rotating moment for the molars. 1. When applying torque segmented archwires, the extrusive force transferred to the

anterior teeth is considerably smaller. 2. The protrusive force acting on the anterior teeth is also considerably smaller, which results in a reduced demand being placed on the anchorage of the molars. 3. The torque transferred to the incisors rests in a quite moderate range, even in the case of a 50° torque. For this reason, the practitioner can expect diminished or no resorptions at all compared to the aforementioned steel wires. 4. The Martensite plateau of the torque segmented archwires exhibit constant moments in large areas so that such archwires can be used in almost every anterior tooth position. 5. The segmented wires presented here can be applied not only in the case of the standard edgewise technique but also in each case of the straight wire technique. 6. These new archwires require no readjustment of torque values. 7. To control the transferred torque values it is recommended that the already transferred torque values be monitored during each check-up with the help of the described torque key. 8. When the torque values of the brackets are known, the torque key renders frequent patient X-rays superfluous. 9. When the desired torque values are attained, treatment can proceed using conventional archwires.

Für die Standard-Edgewise-Technik dürfte das Einbiegen eines Frontzahntorques sicherlich unumstritten sein. Ein derartiger Frontzahntorque übernimmt die Aufgabe, eine korrekte Achsenstellung der Schneidezähne zu gewährleisten.

Kontrovers sind jedoch die Meinungen über einen zusätzlichen Torque bei der Verwendung einer Straight-wire-Apparatur. *Schmuth u. Vardimon* [29] vertreten die Ansicht, daß bei der Straight-wire-Technik gerade Bögen verwandt werden können, da die Biegungen erster, zweiter und dritter Ordnung bereits im Bracket eingebaut sind. Darüber hinaus geht *Schmuth* [28] davon aus, daß die Verwendung vorge-torqueter Brackets die Behandlungszeiten verkürzt und der Torque präziser erfolgt. Die Übertragung eines präzisen Torques ist nach *Sernetz* [31] von folgenden Faktoren abhängig:

1. von der Slotweite der Brackets,
2. von den verwendeten Drahtdimensionen,
3. von der Kantenverrundung des rechteckigen Drahts.

Wie gravierend sich derartige Einflüsse auf den übertragenen Torque auswirken, mögen die in Tabelle 1 angeführten Beispiele verdeutlichen.

Aus Tabelle 1 kann entnommen werden, daß bei einer Slotdimension von 0,018 allein durch die Kantenverrundung der Torqueverlust zwischen 7,5 und 33,3° sein kann. Bei einem Draht der Dimension 0,016 × 0,016 ist die Slotweite um 1/1000 Inch größer, so rotiert der in diesem Beispiel angenommene Draht 0,016 × 0,016 bereits im Bracketslot, wenn seine Rundung 0,14 mm ist. Von ähnlicher Größenordnung sind auch die Variationen bei der 0,022er Slot-Technik. Auch in diesem Fall hat die Kantenverrundung einen bedeutenden Einfluß auf den Torqueverlust. Zwischen 12,9° und 24,1° beträgt der Unterschied durch die Kantenbearbeitung bei einem 0,017 × 0,025-Draht. Hier führt eine um 1/1000 Inch vergrößerte Slotweite dazu, daß der mit 0,14 mm kantenverrundete Draht einen Torqueverlust von 31,3° hat.

Selbst bei größeren Bogendimensionen führen die oben angegebenen Faktoren zu unkalkulierbaren Torqueüber-

Drahtabmessung (mm/Inch)	Slotbreite (mm)	(Inch)	Torquespiel (°) bei Kantenverrundung r (mm)		
			r=0	r=0,04	r=0,14
0,41 × 0,41/	0,46	0,018	7,5	9,5	33,3
0,016 × 0,016	0,49	0,019	12,7	16,4	+
	0,51	0,020	16,6	22,1	+
0,41 × 0,55/	0,46	0,018	5,4	6,4	11,2
0,016 × 0,022	0,49	0,019	8,9	10,5	18,8
	0,51	0,020	11,3	13,4	24,4
0,43 × 0,63/	0,56	0,022	12,9	14,9	24,1
0,017 × 0,025	0,59	0,023	16,4	19,0	31,3
	0,61	0,024	18,7	21,9	36,9

Tab. 1. Einflüsse von Slotbreite und Kantenverrundung verschiedener Drähte auf den Torqueverlust.

tragungen. Angesichts dieser Diskrepanzen dürfte der in die Roth-Technik eingebaute Frontzahntorque für die mittleren Schneidezähne von 12° zwar eine gewisse Hilfe sein, von einer Präzision kann jedoch nicht gesprochen werden. Diese Tatsache führt dazu, daß auch bei der Straight-wire-Technik der Behandler nicht um das Einbiegen eines Torques herumkommen wird, wenn er eine korrekte Position der Schneidezähne erreichen möchte. Die Verwendung von übertorqueten Brackets oder von kleineren Slotdimensionen für die Oberkieferfrontzähne [3] können unter diesem Aspekt nicht als ideale Lösung betrachtet werden.

Die beim Torque übertragenen Momente sind proportional von $b \times h^3$ wobei b die Breite und h die Höhe des rechteckigen Drahts angibt. Aus diesem Grund ist es auch nicht sinnvoll, mit der Übertragung des Torques zu warten, bis der entsprechend breite, das heißt den Slot ausfüllende rechteckige Draht eingesetzt werden kann. Zur Übertragung besonders günstiger und kleiner Momente muß daher schon in den kleineren Dimensionen der rechteckigen Drähte ein zusätzlicher Torque eingebogen werden. Während Hasund u. Habersack [10] und Hasund u. Janson [11] bei der 0,018er Technik in einem $0,016 \times 0,022$ -Draht einen Frontzahntorque im Oberkiefer von 45° einbiegen, empfiehlt Sergl [30] unter gleichen Bedingungen einen Torque von 10° bis $30^\circ + 5^\circ$.

Da die übertragenden Momente nur schwer oder gar nicht am Patienten zu bestimmen sind, entstehen häufig zu hohe Momente an den Frontzähnen, so daß Wurzelresorptionen nicht auszuschließen sind. Viele Autoren haben sich mit den Resorptionen im Zusammenhang mit den Torqueapplikationen beschäftigt [4–9, 12–19, 21–26, 32–34]. Über Probleme bei der Torqueapplikation berichten auch Bantleon u. Droschl [1] und Bourauel u. Drescher [2].

Material und Methode

Zur Übertragung moderater, konstanter und physiologischer Momente auf die Oberkieferschneidezähne wurden die Torque-Segment-Bögen (TSB) entwickelt. Ein TSB besteht aus einem pseudoelastischen Material für die vier Schneidezähne mit einem Torque von 45° für die Standard-Edgewise-Technik und 30° für die Straight-wire-Technik (Abb. 1). Über je eine Klemmverbindung [27] rechts und links werden zwei Stahlteile mit dem superelastischen Frontteil verbunden (Abb. 2). Die Klemmverbindung befindet sich

mesial des Eckzahns, und das Stahlteil kann nach entsprechender Adaptation mit den Biegungen erster, zweiter und dritter Ordnung versehen werden (Abb. 3).

Der pseudoelastische Frontbereich gewährleistet eine günstige Übertragung der Torquemomente auf die Schneidezähne. Die Stahlseitenteile stabilisieren den Zahnbogen und ermöglichen darüber hinaus das Einbiegen eines Sweeps und eines progressiven Seitenzahntorques, wenn erforderlich. Palatinalbögen oder Teilbögen können darüber hinaus gleichzeitig Verwendung finden.

Zur Bestimmung der tatsächlichen Positionen der Schneidezähne wurde darüber hinaus ein Torqueschlüssel entwickelt, der es ermöglicht, die Neigung der Schneidezähne zur Okklusionsebene zu bestimmen (Abb. 4). Je nach Bracketsystem steht sowohl ein Torqueschlüssel für die 0,018er als auch die 0,022er Technik zur Verfügung. Durch das Einbringen eines derartigen Torqueschlüssels in den Bracketslot kann die Neigung des Schneidezahns zur Okklusionsebene ohne die Anfertigung eines Fernröntgenbildes ermittelt werden, wenn der einprogrammierte Torque der Schneidezahnbrackets bekannt ist. Auf diese Weise läßt sich bei jedem Behandlungstermin der Fortschritt der Torqueapplikation ermitteln (Abb. 5). Sobald der gewünschte Frontzahntorque erreicht ist, sollten der TSB entfernt werden und die Behandlung mit konventioneller Technik weitergeführt werden. Unter Verwendung von elastischen Sechs-Komponenten-Sensoren (Typ 1) sollte der auf die Frontzähne wirksame Torque bei folgenden TSB gemessen werden:

1. $0,016 \times 0,022$,
2. $0,017 \times 0,025$,
3. $0,018 \times 0,025$.

Vergleichsweise wurden zusätzlich vermessen:

4. Stahlbogen $0,016 \times 0,022$ mit Retraktionsloops mit 45° Frontzahntorque,
5. Stahlbogen $0,016 \times 0,022$ mit 45° Torque im Frontbereich.

Es erfolgten drei Messungen pro Bogen.

Meßaufbau

Für die Vermessung der übertragenen Kräfte und Momente wurde folgender Aufbau gewählt (Abb. 2):

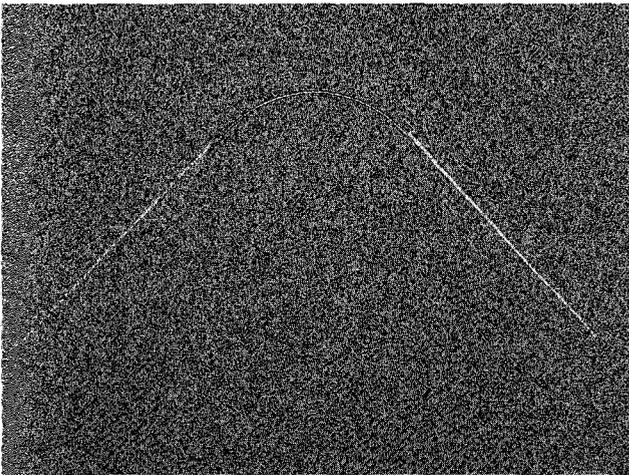


Abb. 1. TSB mit pseudoelastischem Material für die Schneidezähne mit 45° Torque. Die Seitenteile bestehen aus Stahl mit 0° Torque.

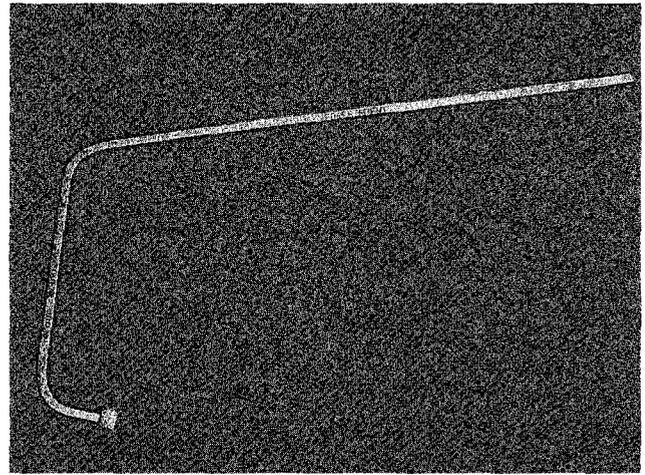


Abb. 4. Torqueschlüssel für die Kontrolle des übertragenen Torques.

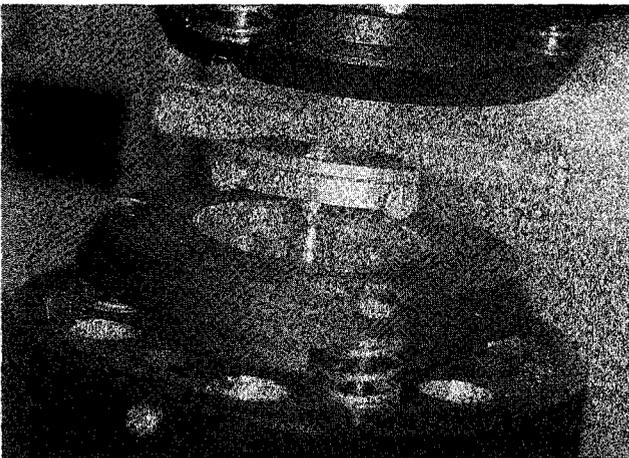


Abb. 2. Meßsensoren mit Halterung für den TSB.

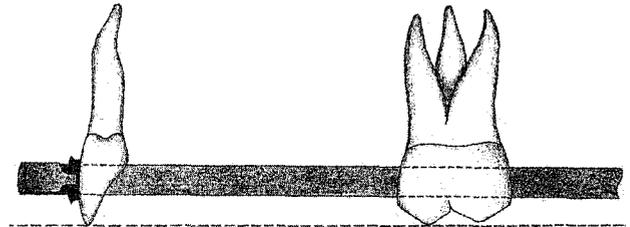


Abb. 5. Schematische Darstellung für die Anwendung des Torqueschlüssels. Bei der Anwendung des Torqueschlüssels bei einem vorgetorqueten Schneidezahnbracket hätte dieser Schneidezahn genau den Brackettorque erreicht, da der Torqueschlüssel parallel zur Okklusionsebene steht. Bei einem Standard-Edge-wise-Bracket reicht dieser Torque nicht aus, es müßte weitergetorquet werden.

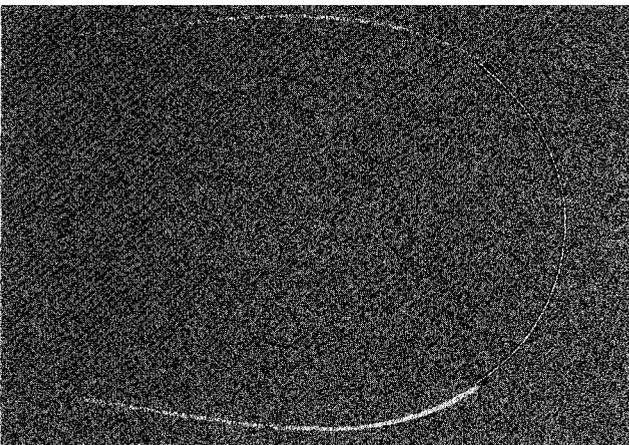


Abb. 3. Nachbearbeitung des Stahlseitenteils mit Biegungen erster und dritter Ordnung für die Anwendung bei der Straight-wire-Technik. Biegungen zweiter Ordnung sind noch nicht eingebogen.

Ein Befestigungssegment (Kreisbogen mit einem Radius von 25 mm und einer Länge von 40 mm) für den superelastischen Frontbereich ist auf einem Sechskomponenten-Sensor befestigt. Dieser Sensor befindet sich auf einem Goniometersystem, welches durch Schrittmotoren gesteuert wird. Das Rotationszentrum des Goniometersystems ist in der Befestigung des Frontbogens (Mitte zwischen 11 und 21, 2 mm distal der Bogenmitte). Für die Stahlseitenteile wurde ein Plexiglasstab mit zwei Mobillock-Brackets hergestellt, dies befindet sich ebenfalls auf einem Sechskomponenten-Sensor. Dieser Sensor wird jedoch nicht bewegt. Die gesamte Meßapparatur ist in einem Wärmeschrank mit 36,5°.

Sensordaten: $F_x, F_y, F_z \pm 12 \text{ N}$, $M_x, M_y, M_z \pm 0,5 \text{ Nmm}$. Auflösung 0,01 N, 0,2 Nmm. Genauigkeit 0,02 N, 0,4 Nmm.

Meßergebnisse

1. Der 0,016 × 0,022er TSB (Abb. 6a bis 6d)

Durch einen Torque von 0 bis 50° entsteht eine Protrusionsbelastung (Fx) von 0 bis 4 N (Abb. 6a). Diese Kraft tritt in gleicher Weise als Verankerungsbedarf für die beiden Molaren auf (Abb. 6c). Somit ergibt sich ein Verankerungsbedarf für jeden Molaren von 2 N.

Die extrudierende Kraft bei der Ausübung eines Torques (Fz) beträgt bei diesem Bogen maximal 1 N

(Abb. 6a). Die gleiche Kraft tritt als intrudierende Kraft bei den beiden Molaren auf (Abb. 6c).

Das auf die vier Frontzähne ausgeübte Drehmoment (My) beträgt maximal 20 Nmm (Abb. 6b) und weist den für die pseudoelastischen Materialien charakteristischen Verlauf auf. Ungleich höher sind die Momente an den Molaren, da der Torque einer exzentrischen Biegung entspricht. Die Momente an den beiden Molaren betragen zusammen mehr als 120 Nmm (Abb. 6d). Diese großen Drehmomente an den Molaren sollten bei den Patienten durch entsprechende

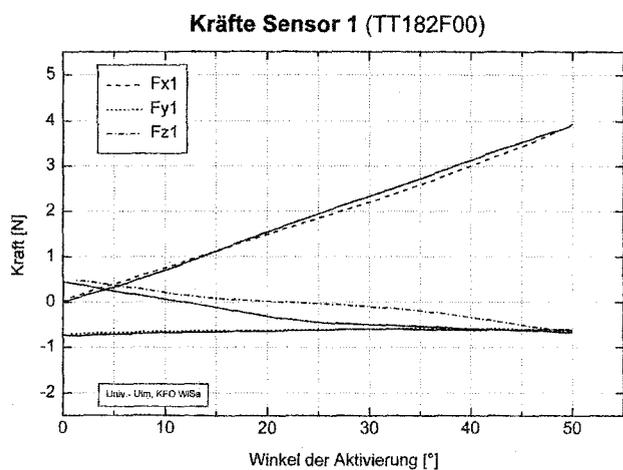


Abb. 6a

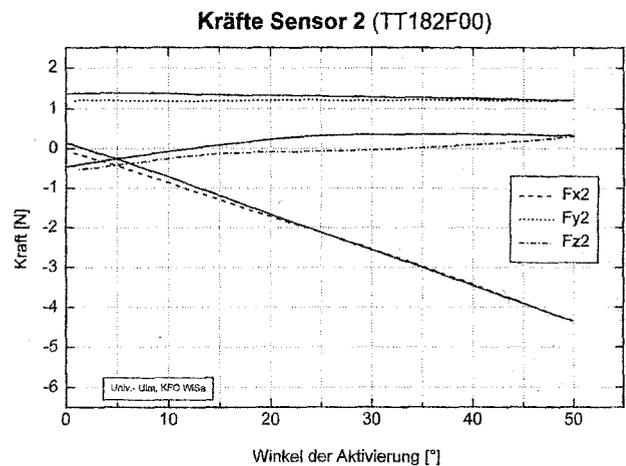


Abb. 6c

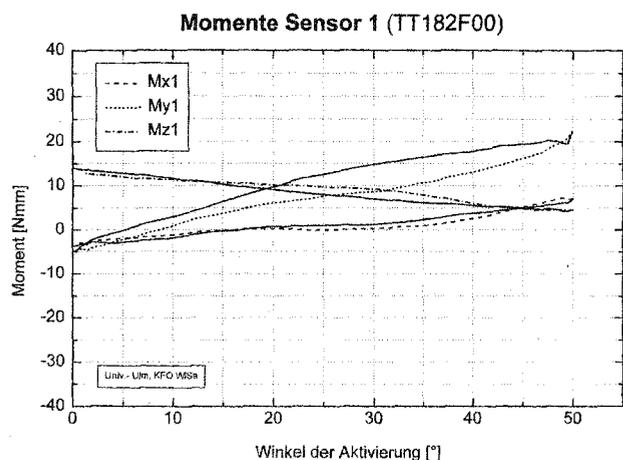


Abb. 6b

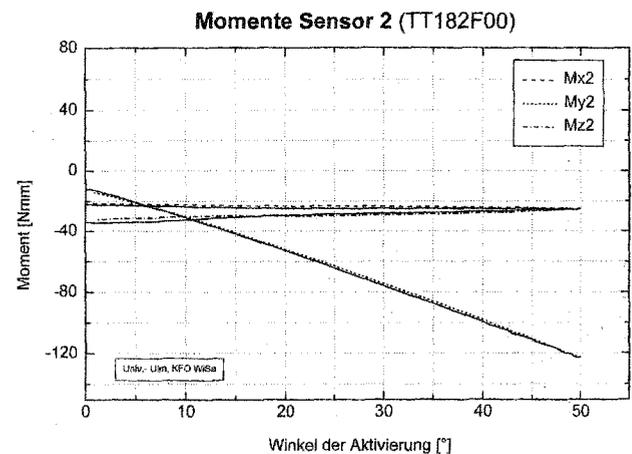


Abb. 6d

Abb. 6a bis 6d. 0,016 × 0,022-TSB. a) Kräfte (F1) auf die Frontzähne: Fx positiv = protrudierende Kraft, Fy positiv = bukkale Kraft, Fz positiv = intrudierende Kraft. b) Momente (M1) auf die Frontzähne: My positiv = palatinaler Wurzeltorque, Mx positiv = links drehendes Moment in der Frontalebene, Mz positiv = distal rotierendes Moment. c) Kräfte (F2) auf die Verankerungseinheit (beide Molaren zusammengefaßt): Fx positiv = distalisierende Kraft, Fy positiv = palatinale Kraft, Fz negativ = extrudierende Kraft. d) Momente (M2) auf die Verankerungseinheit (beide Molaren zusammengefaßt): My negativ = distal kippendes Moment für die Molaren, Mx positiv = bukkaler Wurzeltorque, Mz positiv = distal drehendes Moment.

gegenseitige Momente des Headgears ausgeglichen werden.

2. Der 0,017×0,025er TSB (Abb. 7a bis 7d)

Dieser Bogen erzeugt eine protrudierende Kraft (Fx) von nahezu 5 N für die Frontzähne bei einem Torque von 50°. Die extrudierenden Kräfte für die Schneidezähne (Fz) betragen für die Schneidezähne bei einem Torque von 50° 1,5 N (Abb. 7a). Entsprechend ergeben sich bei den beiden Molaren protrudierende Kräfte (Fx) von ebenfalls nahezu 5 N (Abb. 7c) und intrudierende Kräfte (Fz) von ebenfalls 1,5 N (Abb. 7c).

Bei der Ausübung des Torques entsteht ein maximales Drehmoment (My) von etwa 33 Nmm bei einem Torque von 50° (Abb. 7b). Auch bei diesem Bogen ist das Charakteristische einer superelastischen Legierung zu erkennen. Die Rücklaufkurve liegt auf einem niedrigeren Niveau und besitzt ein Plateau zwischen 15° und 30° Torque. Die Höhe des Plateaus liegt bei etwa 15 Nmm.

Das auf die Molaren ausgeübte Drehmoment (My) erreicht bei einem Torque von 50° 130 Nmm (Abb. 7d). Bei der Anwendung dieses Torquebogens am Patienten sollte auch hier das an den Molaren entstehende

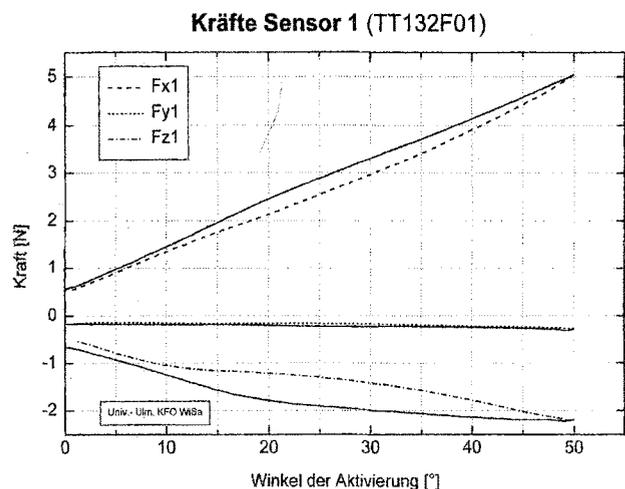


Abb. 7a

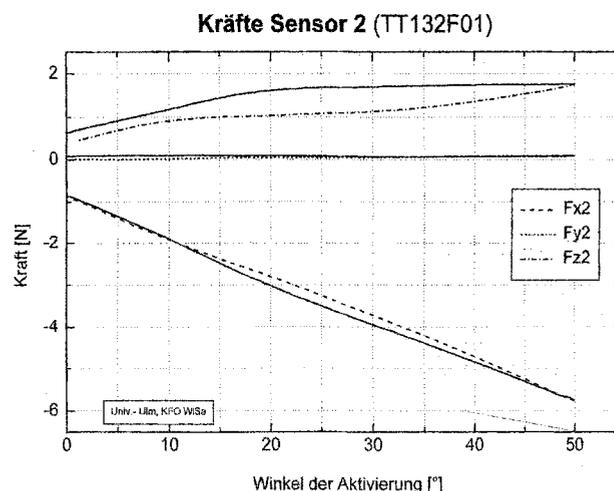


Abb. 7c

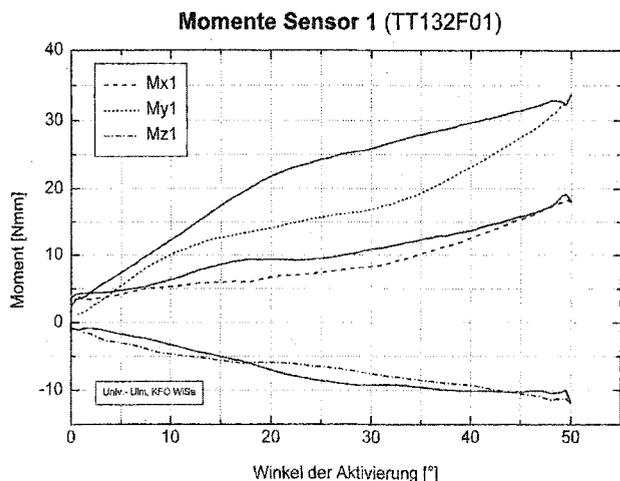


Abb. 7b

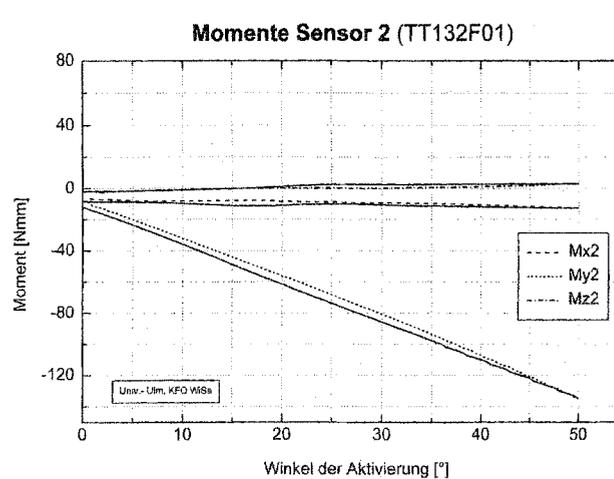


Abb. 7d

Abb. 7a bis 7d. 0,017×0,025-TSB. a) Kräfte auf die Frontzähne: Fx positiv = protrudierende Kraft, Fz positiv = intrudierende Kraft. b) Momente auf die Frontzähne: My positiv = palatinaler Wurzeltorque. c) Kräfte auf die Molaren: Fx positiv = distalisierende Kraft, Fz negativ = extrudierende Kraft. d) Momente auf die Molaren: My negativ = distal kippendes Moment für die Molaren.

Drehmoment durch ein Gegenmoment des Headgears ausgeglichen werden.

3. Der 0,018 × 0,025er TSB (Abb. 8a bis 8d)

Dieser TSB verhält sich ähnlich wie der zuvor beschriebene 0,017 × 0,025er Bogen. Bei einem Torque von 50° entsteht eine protrudierende Kraft (Fx) von 4,5 N (Abb. 8a). Die extrudierenden Kräfte (Fz) erreichen eine Kraft von 2 N (Abb. 8a) bei einem Torque von 50°. Diese Kräfte treten auch entsprechend bei den Molaren auf und erreichen für die protrudierende Wirkung (Fx) 5 N und für die intrudierende Kraft (Fz) 2 N (Abb. 8c).

Die Ausübung des Torques (My) erzeugt ein maximales Drehmoment von 35 Nmm (Abb. 8b) bei einem ausgeübten Torque von 50°. Charakteristisch ist wieder die Rücklaufkurve dieses pseudoelastischen Materials mit einem Plateau (15 bis 26 Nmm) von einer Torqueaktivierung zwischen 15° und 40°. Erheblich höher sind die Torquewerte bei den Molaren (Abb. 8d). Sie betragen bei einem Torque von 50° etwa 120 Nmm.

Ebenso wie bei den voran besprochenen Bögen sollte auch hier das auf die Molaren ausgeübte Drehmoment durch einen entsprechenden Gegentorque des Headgears ausgeglichen werden.

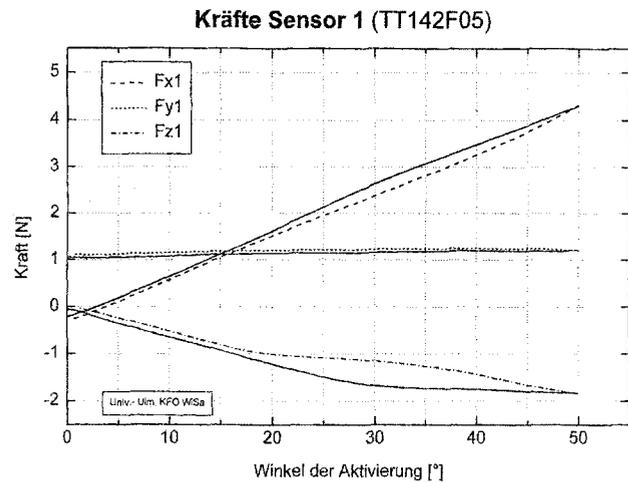


Abb. 8a

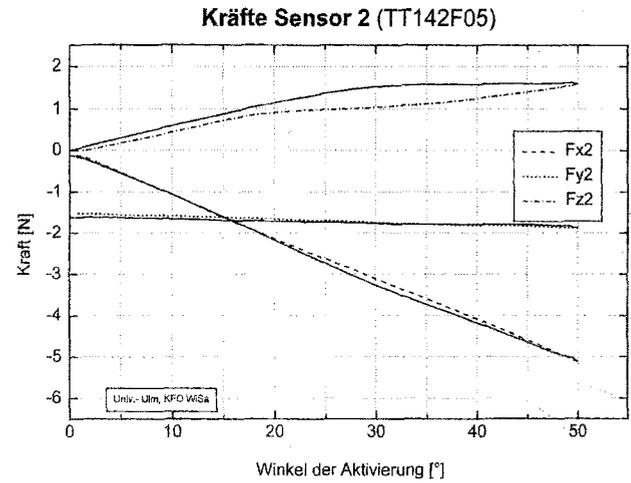


Abb. 8c

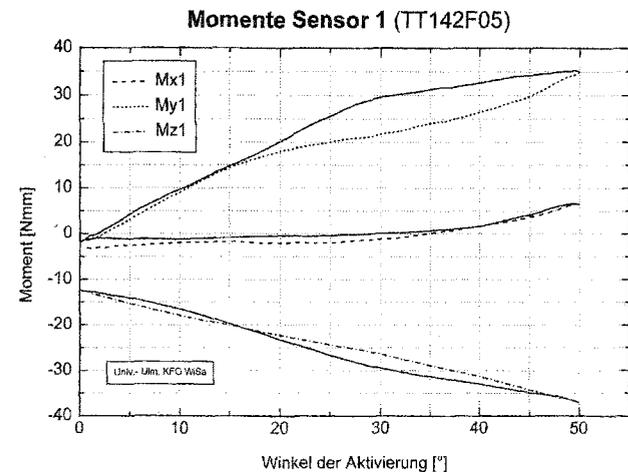


Abb. 8b

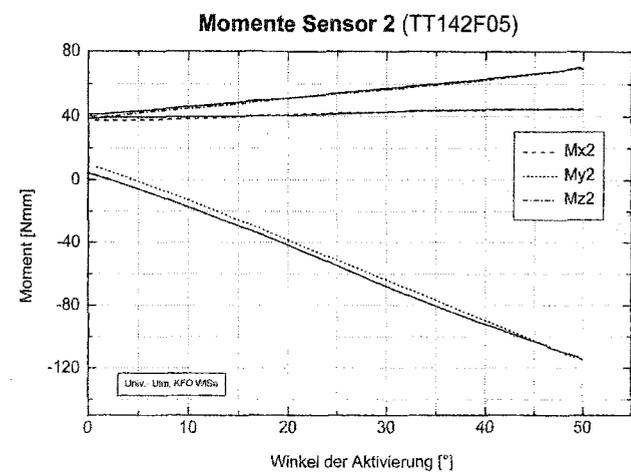


Abb. 8d

Abb. 8a bis 8d. 0,018 × 0,025-TSB. a) Kräfte auf die Frontzähne: Fx positiv = protrudierende Kraft, Fz positiv = intrudierende Kraft. b) Momente auf die Frontzähne: My positiv = palatinaler Wurzeltorque. c) Kräfte auf die Molaren: Fx positiv = distalisierende Kraft, Fz negativ = extrudierende Kraft. d) Momente auf die Molaren: My negativ = distal kippendes Moment für die Molaren.

4. Stahlbogen $0,016 \times 0,022$ mit Retraktionsloops und 45° Frontzahn torque (Abb. 9a bis 9d)

Zum Vergleich der TSB mit üblichen Stahlbögen wurde auch ein Torquebogen mit Retraktionsloop verglichen, in den für das Frontzahnsegment ein Torque von 45° eingebogen wurde. Bei einem Torque von 30° erzeugt dieser Stahlbogen mit Loop eine protrudierende Kraft (Fx) von 3 N (Abb. 9a). Die extrudierende Kraft (Fz) bei diesem Torque beträgt 2 N (Abb. 9a). Der auf die Frontzähne ausgeübte Torque (My) beträgt bei einer Aktivierung von 30° 40 Nmm (Abb. 9b). Damit erzeugt der Stahlbogen mit Loop

bei einer Aktivierung von 30° bereits mehr Kräfte und höhere Momente als alle zuvor vermessenen TSB.

5. Stahlbogen $0,016 \times 0,022$ mit 45° Torque im Frontbereich (Abb. 10a bis 10d)

Zum Torquen der Schneidezähne ist es üblich, in einen Idealbogen aus Stahl einen Frontzahn torque einzubiegen. Bei einem Torquewinkel von 30° entsteht eine protrudierende Kraft (Fx) von 3 N (Abb. 10a). Die extrudierende Kraft (Fz) beträgt bei diesem Torquewinkel 2 N.

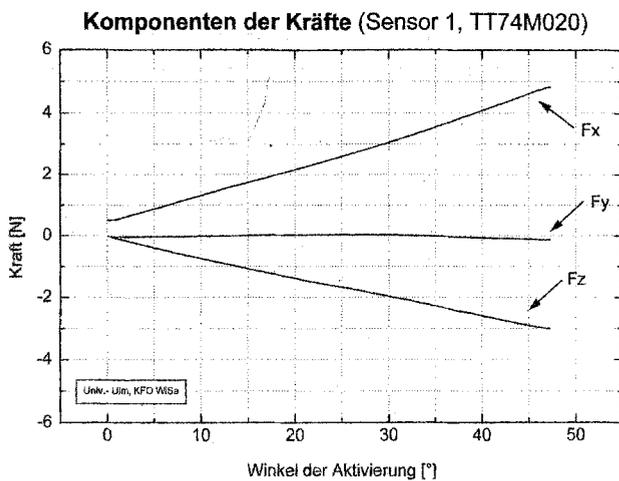


Abb. 9a

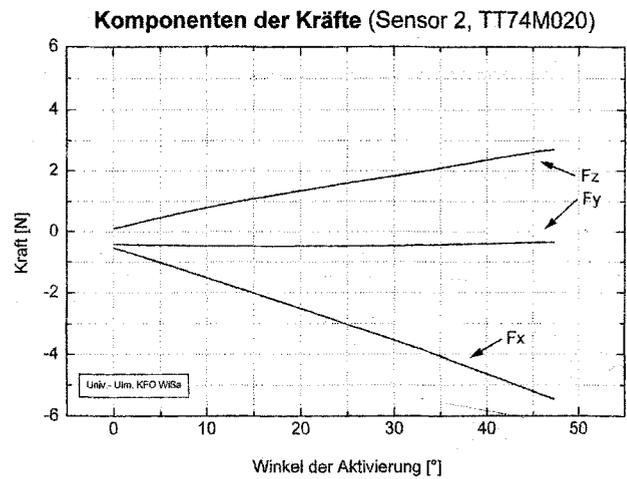


Abb. 9c

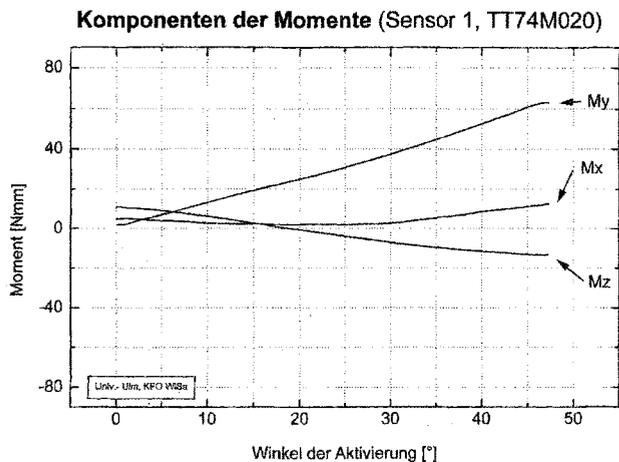


Abb. 9b

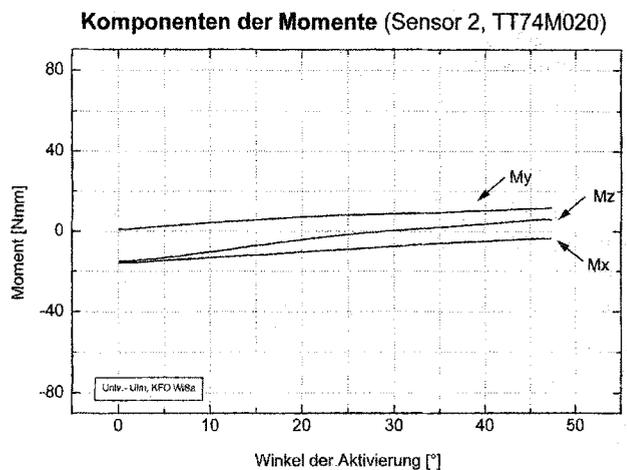


Abb. 9d

Abb. 9a bis 9d. $0,016 \times 0,022$ -Stahlbogen mit zwei Retraktionsloops und einem eingebogenen Torque von 45° . a) Kräfte auf die Frontzähne: Fx positiv = protrudierende Kraft, Fz positiv = intrudierende Kraft. b) Momente auf die Frontzähne: My positiv = palatinaler Wurzel torque. c) Kräfte auf die Molaren: Fx positiv = distalisierende Kraft, Fz negativ = extrudierende Kraft. d) Momente auf die Molaren: My negativ = distal kippendes Moment für die Molaren.

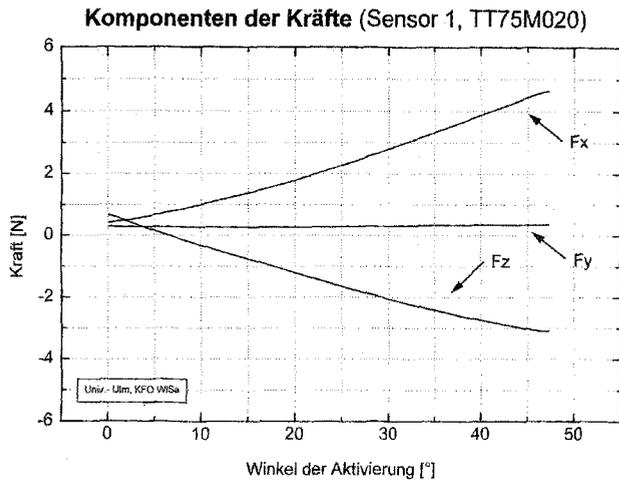


Abb. 10a

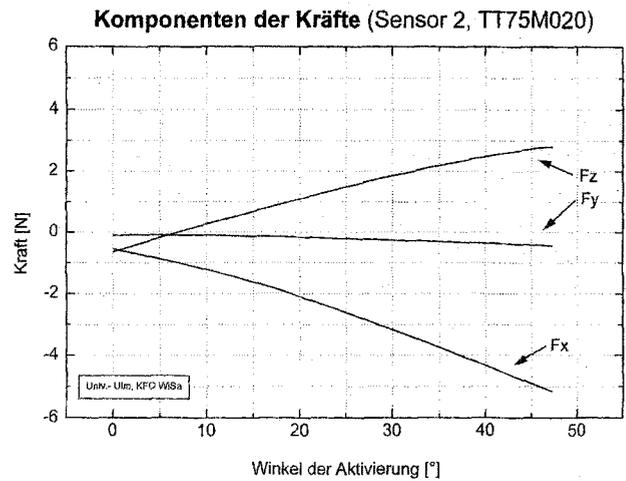


Abb. 10c

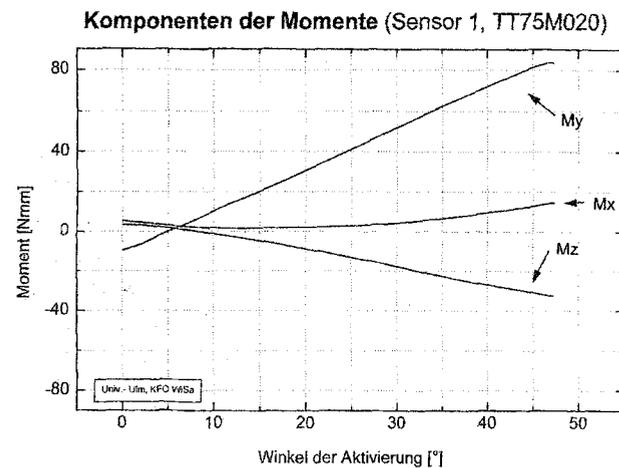


Abb. 10b

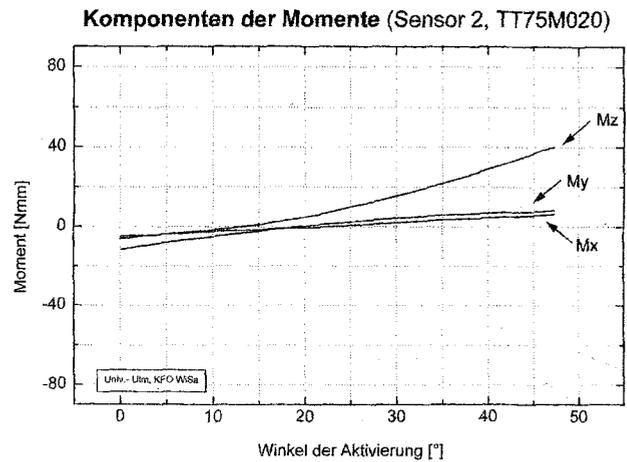


Abb. 10d

Abb. 10a bis 10d. 0,016×0,022-Stahlbogen ohne Loops mit einem eingebogenen Frontzahntorque von 45°. a) Kräfte auf die Schneidezähne: F_x positiv = protrudierende Kraft, F_z positiv = intrudierende Kraft. b) Momente auf die Schneidezähne: M_y positiv = palatinaler Wurzelorque. c) Kräfte auf die Molaren: F_x positiv = distalisierende Kraft, F_z negativ = extrudierende Kraft. d) Momente auf die Molaren: M_y negativ = distal kippendes Moment für die Molaren.

Bei einem Torque von 30° entwickelt der Stahlbogen ohne Loop ein Drehmoment auf die Frontzähne (M_y) von 50 Nmm (Abb. 10b).

Die durch den Stahlbogen ausgeübten Torquemomente sind damit größer als die bisher beschriebenen. Die an den Molaren wirksamen Kräfte und Momente sind in den Abbildungen 10c und 10d dargestellt.

Diskussion

Die Applikation eines Frontzahntorques ist in der kieferorthopädischen Therapie eine besonders wichtige,

aber auch problematische Maßnahme. Zu große Drehmomente führen unweigerlich zu Resorptionen, wie sie in der Literatur bereits ausführlich erwähnt werden.

Bei den durchgeführten Torquemessungen konnten verschiedene Bögen miteinander verglichen werden. Während üblicherweise ein 0,016×0,022er Draht sowohl bei der 0,018er als auch bei der 0,022er Technik ein nicht zu vernachlässigendes Spiel im Bracket-slot besitzt, wurde die hier vorgestellte Messung mit einem Bracketspiel von 0° durchgeführt. Bei der Übertragung der hier dargestellten Meßwerte auf den Patienten dürfte wegen des Spiels des Bogens im Slot eher mit geringeren Drehmomenten gerechnet werden.

Die Versuchsdurchführung erfolgte mit elastischen Sensoren. Dabei waren die elastischen Sensoren so ausgelegt, wie es der mittleren Zahnbeweglichkeit, wie sie von *Niedermeier* [21] gemessen wurde, entsprach. Bei einer Belastung von 1 N bewegt sich die Befestigung des Drahtes um etwa 0,1 mm. Die Verwendung starrer Sensoren würde daher naturgemäß zu größeren Kräften und Momenten führen. Es ist daher zu vermuten, daß zu Beginn einer Torquebehandlung eher etwas größere Kräfte und Momente auftreten und später, nachdem die Zähne eine gewisse Beweglichkeit erhalten haben, die ausgeübten Kräfte und Momente nach den hier dargestellten Meßergebnissen entsprechend geringer sind.

Ein weiterer Einfluß bleibt ebenfalls nicht kalkulierbar. Dies ist der Abstand zwischen dem getorqueten Segment und der Befestigung im posterioren Bereich. Bei diesen Messungen befanden sich die simulierten Molaren 30 mm vom Frontzahnsegment entfernt.

Bei den Torqueteilbögen hatte die Klemmverbindung einen Abstand von 4 mm zum Frontsegment. Eine Vergrößerung dieses Abstands führt zu geringfügig kleineren Kräften und Momenten.

Da eine In-vivo-Messung der tatsächlich übertragenen Kräfte und Momente auf die Frontzähne augenblicklich noch nicht möglich ist, geben die hier durchgeführten In-vitro-Messungen durchaus einen realistischen Vergleich. Selbst bei großen Torquewinkeln zeigen die TSB, die aus einem superelastischen Frontsegment bestehen, geringere Nebenwirkungen hinsichtlich der Extrusion und Protrusion der Schneidezähne. Während die Extrusion der Schneidezähne durch einen zusätzlichen Sweep ausgeglichen werden sollte, empfiehlt es sich, für die protrudierenden Kräfte zusätzlich einen Headgear zu verwenden. Ein Nance-Appliance ist weniger geeignet, da die auf den Molaren wirkenden Momente eher zu einer Herausrotierung eines Nance-Appliance führen.

Bei einer Torqueübertragung von 30° beträgt der Verankerungsbedarf pro Molar etwa 0,5 N bei Anwendung eines TSB. Bei einem Stahlbogen ohne Loop steigt bereits der Verankerungsbedarf auf 1,5 N pro Molar und setzt damit das gute Tragen eines Headgears voraus.

Hinsichtlich der übertragenen Momente hat der Stahlbogen bereits bei einem Torque von 15° (ohne Spiel) einen Wert von 20 Nmm erreicht. Die Verwendung

eines TSB erreicht in der Dimension 0,016×0,022 diesen Torque erst nach einer Aktivierung von 50° (ohne Spiel), und ein TSB der Dimension 0,018×0,025 erzeugt einen Torque von 20 Nmm bei einer Aktivierung von etwa 25° (ohne Spiel). Andererseits weisen die Stahlbögen kaum Momente bei den Molaren auf.

Für die Anwendung des TSB beim Patienten ergeben sich aus den Messungen wichtige Hinweise. Der übertragene Torque ist abhängig

1. von der Achsenstellung der Schneidezähne,
2. von dem im Bracket bereits vorhandenen Torque,
3. von der tatsächlichen Slotweite der Brackets,
4. von der Kantenverrundung des Drahtes,
5. von der Dimension und dem Material des Torquebogens,
6. von der Wärmebehandlung des TSB [35].

0,018er Technik

Bei der relativ geringen Kantenverrundung des superelastischen Frontsegments muß bei der 18er Technik mit einem Torqueverlust je nach Slotweite der Brackets zwischen 8° und 15° gerechnet werden. Damit empfiehlt es sich, bei der Verwendung von Standard-Edge-wise-Brackets einen Torquebogen zu wählen mit einem bereits eingebauten Frontzahntorque von 45°. Bei der Verwendung von Straight-wire-Brackets im 0,018er System ist mit gleichem Torqueverlust zu rechnen, jedoch enthalten die Brackets der Schneidezähne bereits einen Torque, der zwischen 10° und 22° betragen kann. Unter diesem Aspekt ist die Verwendung eines um 30° vorgetorqueten, superelastischen Frontzahn Bogens empfehlenswert.

Bei der Anwendung eines um 45° getorqueten Teilbogens bei einem Straight-wire-System ist immer noch mit moderaten Kräften und Momenten zu rechnen, jedoch birgt diese Kombination die Gefahr in sich, daß bei unzuverlässigen Patienten die Schneidezähne einen zu starken Torque aufweisen.

0,022er Technik

Für die 0,022er Technik stehen Bogendimensionen der Größen 0,017×0,025 und 0,018×0,025 zur Verfügung. Beide Bogendimensionen werden mit einem Torque von jeweils 30° bzw. 45° geliefert. Bei einer Bogendimension von 0,017×0,025 muß je nach Slotweite der Brackets mit einem Torqueverlust zwi-

schen 14° und 27° gerechnet werden. Bei einem 0,018×0,025-Bogen liegt der Torqueverlust zwischen 12° und 25°. Unter diesem Aspekt können derartige Bögen mit einem Torque von 45° bei der Standard-Edgewise-Technik angewandt werden. Die Bogen-dimension 0,017×0,025 mit 30° Torque eignet sich auch für die Straight-wire-Technik. Die Bogendimension 0,018×0,025 mit einem Torque von 30° empfiehlt sich ebenfalls in Verbindung mit Straight-wire-Brackets. Bei besonders steil stehenden Schneidezähnen sollte in Kombination mit Straight-wire-Brackets möglichst auf eine Bogendimension von 0,017×0,025 oder 0,018×0,025 mit einem Vortorque von 30° zurückgegriffen werden.

Wegen des martensitischen Plateaus der superelastischen Bögen ist auch bei der Anwendung eines um 45° getorqueten Frontzahnsegments in Kombination mit einer Straight-wire-Technik nur in Ausnahmefällen mit Überlastungen zu rechnen. Auch in diesen Fällen besteht wieder die Gefahr, daß bei unzuverlässigen Patienten die Schneidezähne übertorquet werden.

In jedem Fall empfiehlt es sich, bei der Anwendung derartiger Torqueteilbögen bei jedem Kontrolltermin den bereits auf die Frontzähne übertragenen Torque mit einem Torqueschlüssel zu kontrollieren.

Literatur

- Bantleon, H. P., H. Droschl: Fronttorque mit Hilfe der Teilbogentechnik. Fortschr. Kieferorthop. 49 (1988), 203–212.
- Bourauel, C., D. Drescher: Retraktion der oberen Schneidezähne mit pseudoelastischen Behandlungselementen. Fortschr. Kieferorthop. 55 (1994), 36–44.
- Brandt, T.: Torquekontrolle durch Torquecontrol. Informationsschrift Dentaforum 5/94.
- Copeland, S., L. J. Green: Root resorption in maxillary central incisors following active orthodontic treatment. Amer. J. Orthodont. 89 (1986), 51–55.
- Dermaut, L. R., A. De Munck: Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. Amer. J. Orthodont. dentofac. Orthop. 90 (1986), 321–326.
- DeShields, R. W.: A study of root resorption in treated class II, division 1 malocclusions. Angle Orthodont. 39 (1969), 231–245.
- Ford, D. R.: Histologic study of changes in tissues of the periodontium of the rhesus monkey with the application of torque in the third stage of the Begg-technique. Amer. J. Orthodont. 57 (1970), 193–194.
- Goldson, L., C. O. Henrikson: Root resorption during Begg treatment: a longitudinal roentgenographic study. Amer. J. Orthodont. 68 (1975), 55–66.
- Göz, G., T. Rakosi, B. A. Rahn: Die Bedeutung der parodontalen Zirkulationsstörung für Umbau und mögliche parodontale Schädigung im Laufe einer kieferorthopädischen Behandlung. Fortschr. Kieferorthop. 48 (1987), 34–40.
- Hasund, A., K. Habersack: Idealbogen. Schönberger Garching, Bergen 1979.
- Hasund, A., J. Janson: Edgewise Technik. In: Schmuth, G. (Hrsg.): Kieferorthopädie II. Praxis der Zahnheilkunde 12, 2. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München–Wien–Baltimore 1988.
- Hemley, S.: The incidence of root resorption of vital permanent teeth. J. dent. Res. 20 (1941), 133–141.
- Kaley, J., C. Phillips: Factors related to root resorption in edgewise practice. Angle Orthodont. 61 (1991), 125–132.
- Kennedy, D. B., D. R. Joondeph, R. M. Little: The effect of extraction and orthodontic treatment on dental alveolar support. Amer. J. Orthodont. 84 (1983), 183–190.
- Ketcham, A. H.: A progress report of an investigation of apical root resorption of vital permanent teeth. Int. J. Orthodont. 15 (1929), 310–328.
- Linge, B. O., L. Linge: Apikale Wurzelresorptionen der oberen Frontzähne. Fortschr. Kieferorthop. 41 (1980) 276–288.
- Linge, L., B. O. Linge: Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. Amer. J. Orthodont. dentofac. Orthop. 99 (1991), 35–43.
- McFadden, W. E., C. Engstrom, H. Engstrom, J. M. Anholm: A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. Amer. J. Orthodont. dentofac. Orthop. 96 (1989), 390–396.
- Morse, P. H.: Resorption of upper incisors following orthodontic treatment. Dent. Pract. dent. Rec. 22 (1971), 21–35.
- Newman, W. G.: Possible etiological factors in external root resorption. Amer. J. Orthodont. 69 (1975), 522–539.
- Niedermeier, W.: Desmodontrie – ein neues Verfahren zur Bestimmung und Analyse der Zahnbeweglichkeit II. Dtsch. zahnärztl. Z. 42 (1987), 1021–1027.
- Ohm, B., L. Linge: Apical root resorption in upper anterior teeth. Europ. J. Orthodont. 5 (1983), 173–183.
- Phillips, J. R.: Apical root resorption under orthodontic therapy. Angle Orthodont. 25 (1955), 1–22.
- Remington, D. N., D. R. Joondeph, J. Artun, R. A. Riedel, M. K. Chapko: Long-term evaluation of root resorption occurring during orthodontic treatment. Amer. J. Orthodont. dentofac. Orthop. 96 (1989), 43–46.
- Rudolph, C. E.: An evaluation of root resorption occurring during orthodontic treatment. J. dent. Res. 19 (1940), 367–371.
- Rygh, P.: Orthodontic root resorption studied by electron microscopy. Angle Orthodont. 47 (1977), 1–16.
- Sander, F. G.: Eigenschaften superelastischer Drähte und deren Beeinflussung. Inf. Orthodont. Kieferorthop. 4 (1990), 501–514.
- Schmuth, G. P. F.: Kieferorthopädie. Grundzüge und Probleme, 2. Aufl. Thieme, Stuttgart–New York 1983.
- Schmuth, G. P. F., A. D. Vardimon: Kieferorthopädie, 3. Aufl. Thieme, Stuttgart–New York 1994.

30. Serogl, H. G.: Festsitzende Apparaturen in der Kieferorthopädie. Hansa, München–Wien 1990.
31. Sernetz, F.: Physikalische und technische Eigenschaften von Drähten für Kieferorthopädie und Orthodontie. Dentaurum, Pforzheim 1991.
32. Sharpe, W., B. Reed, J. D. Subtelny, A. Polson: Orthodontic relapse, apical root resorption, and crestal alveolar bone levels. Amer. J. Orthodont. dentofac. Orthop. 91 (1987), 252–258.
33. Sjølien, T., B. U. Zacharisson: Periodontal bone support and tooth length in orthodontically treated and untreated persons. Amer. J. Orthodont. 64 (1973), 28–37.
34. Wainwright, W.: Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. Amer. J. Orthodont. 64 (1973), 278–302.
35. Wichelhaus, A., F. G. Sander: Das Verhalten von superelastischen Drähten im elastischen und plastischen Bereich in Abhängigkeit von der Temperatur. Kieferorthop. Mitt. 6 (1994), 95–106.

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