

Klinische und experimentelle Studie zur Effektivität des Transpalatinalbogens

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Michaela Sofia Tsetsilas
aus Larissa/Griechenland

2010

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Christof Burger

Tag der Mündlichen Prüfung: 20.05.2010

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinem Großvater gewidmet

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| 1 Einleitung und Literaturübersicht..... | 7 |
| 1.1 Einleitung und Hintergrund..... | 7 |
| 1.2 Korrektur der transversalen Breitendiskrepanz..... | 9 |
| 1.2.1 Nomenklatur..... | 9 |
| 1.2.2 Ausmaß und Häufigkeit..... | 9 |
| 1.2.3 Zeitpunkt der Behandlung..... | 10 |
| 1.2.4 Therapie..... | 10 |
| 1.3 Der Transpalatinalbogen..... | 12 |
| 1.3.1 Passiver Transpalatinalbogen..... | 12 |
| 1.3.2 Aktiver Transpalatinalbogen..... | 12 |
| 1.4 Unterschiedliche Systeme des Transpalatinalbogens..... | 14 |
| 1.4.1 Transpalatinalbogen nach Goshgarian..... | 14 |
| 1.4.2 Transpalatinalbogen nach Burstone..... | 15 |
| 1.4.3 Unterschiede zwischen dem Transpalatinalbogen nach Goshgarian und nach Burstone..... | 16 |
| 2 Ziele..... | 18 |
| 3 Material und Methode..... | 19 |
| 3.1 Patientenauswahl..... | 19 |
| 3.2 Verwendete Materialien..... | 19 |
| 3.3 Abdrucknahme..... | 19 |
| 3.4 Übertragungshilfe..... | 21 |
| 3.5 Aktivierung des Transpalatinalbogens..... | 23 |
| 3.5.1 Symmetrische Aktivierung..... | 24 |
| 3.5.2 Asymmetrische Aktivierung..... | 25 |
| 3.6 Dublieren des Arbeitsmodells..... | 26 |
| 3.7 Herstellung des Kunststoffmodells..... | 28 |
| 3.8 Messungen..... | 31 |

| | |
|---|-----------|
| 3.9 Digitalisieren der Situationsmodelle..... | 34 |
| 3.10 Festlegung des Koordinatensystems und Auswertung..... | 37 |
| 4 Ergebnisse..... | 38 |
| 4.1 Symmetrische Expansion..... | 38 |
| 4.1.1 Erreichte Korrektur der Fehlstellung nach zwölf Wochen..... | 38 |
| 4.1.2 Fallbeispiel bei symmetrischer Expansion..... | 39 |
| 4.1.3 Initiale Kraftsysteme und erreichte Expansion..... | 41 |
| 4.1.4 Vergleich der klinischen Situation und der simulierten Bewegung..... | 42 |
| 4.1.5 Nebenwirkungen bei symmetrischer Expansion..... | 45 |
| 4.2 Asymmetrische Expansion..... | 48 |
| 4.2.1 Erreichte Korrektur der Fehlstellung nach zwölf Wochen..... | 48 |
| 4.2.2 Fallbeispiel bei asymmetrischer Expansion..... | 48 |
| 4.2.3 Initiale Kraftsysteme und erreichte Expansion..... | 51 |
| 4.2.4 Vergleich der klinischen Situation und der simulierten Bewegung..... | 53 |
| 4.2.5 Nebenwirkungen bei asymmetrischer Expansion..... | 55 |
| 4.3 Vergleich der Nebenwirkungen bei symmetrischer und asymmetrischer Erweiterung..... | 58 |
| 5 Diskussion..... | 60 |
| 5.1 Diskussion der Materialauswahl und der Methodik..... | 60 |
| 5.2 Simulierte Zahnbewegung im Vergleich zur klinischen Zahnbewegung..... | 62 |
| 5.3 Diskussion der eigenen Ergebnisse im Vergleich zur Literatur..... | 65 |
| 5.4 Klinische Schlussfolgerungen..... | 67 |
| 6 Zusammenfassung..... | 69 |
| 7 Literaturverzeichnis..... | 71 |
| 8 Danksagung..... | 74 |

1 Einleitung und Literaturübersicht

Eine der revolutionären Veränderungen der letzten Jahren auf dem Gebiet der Biologie war die umfassende Anwendung der physikalischen Wissenschaften auf biologische Systeme. In ähnlicher Weise lassen sich auch physikalische, technische und mathematische Grundlagen sehr wirkungsvoll auf die Kieferorthopädie übertragen. Im Mittelpunkt steht dabei die Frage, inwieweit die theoretischen Grundlagen der Mechanik bei der Konstruktion und klinischen Handhabung eines kieferorthopädischen Gerätes, wie zum Beispiel des Transpalatinalbogens, eine praktische Hilfe darstellt.

1.1 Einleitung und Hintergrund

Der Transpalatinalbogen, welcher die beiden ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer über den Gaumen direkt miteinander verbindet, ist ein wesentliches Element in der Segmentbogentechnik (Abb. 1). Mit seiner Hilfe sind sowohl Segment- und Einzelzahnbewegungen möglich als auch eine Verstärkung der Verankerung durch Verblockung von Zahneinheiten.



Abb. 1: Klinisches Beispiel eines Transpalatinalbogens, befestigt an den ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer einer Patientin aus der vorliegenden Studie. Patientin aus der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn.

Die Kontrolle der Position der oberen ersten bleibenden Molaren ist ein entscheidender Faktor für eine erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung. Verschiedene Autoren haben für die Stellung dieser Zähne, besonders auch in ihrer Relation zu den okkludierenden Antagonisten, Richtlinien in allen drei Raumebenen definiert. Beispielsweise sollen die Seitenzähne so verschlüsselt sein, dass die bukkalen Höcker des Unterkiefers in die Fossae der Oberkieferzähne hineinragen. Eine fehlerhafte Zuordnung der Molaren macht in den meisten Fällen die Einstellung einer korrekten Okklusion im weiteren anterioren Zahnbogen unmöglich. Die mesiale Inkliniation des ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer führt dazu, dass der distobukkale Höcker des Zahnes genau zwischen dem ersten und zweiten bleibenden Molaren des Unterkiefers okkludiert (Abb. 2).

Im Allgemeinen trägt die normale Position der ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer dazu bei, eine gute Höcker-Fissuren Verzahnung zu erreichen und somit ein Gleichgewicht in der kieferorthopädisch behandelten Dentition zu erreichen [Stoller, 1954].

In einigen Fällen sind am Anfang einer Behandlung die ersten Molaren im Oberkiefer nach mesial rotiert. Die Korrektur dieser Rotationen ist Voraussetzung für die Einstellung einer regelrechten Verzahnung und für die Beseitigung einer Klasse II-Relation im Molarenbereich [Burstone, 1989]. Im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie hat sich zur Kontrolle der oberen Molaren unter anderem die Verwendung von Palatinalbögen bewährt.

Im Folgenden werden die für das Verständnis der Arbeit wichtigsten Begriffe eingeführt und die Literatur vorgestellt.



Abb. 2: Regelrechte Verzahnung. Im linken Bild eine frontale Ansicht: Regelrechter Überbiss und regelrechte Frontzahnstufe. Im rechten Bild ist die Verzahnung im Seitenzahnbereich ersichtlich: der disto-bukkale Höcker okkludiert genau zwischen dem ersten und zweiten Molaren des Unterkiefers.

1.2 Korrektur der transversalen Breitendiskrepanz

1.2.1 Nomenklatur

Im eugnathen Gebiss ist der obere Zahnbogen länger und breiter als der untere, was dazu führt, dass alle oberen Frontzähne vor den unteren Schneidezähnen beißen und im gesamten Seitenzahnbereich ein bukkaler Überbiss der oberen Prämolaren- und Molarenhöcker besteht. Ist dieser labiale bzw. bukkale Überbiss nicht vorhanden, sondern überkreuzen sich die Zahnbögen an irgendeiner Stelle, so wird dies Kreuzbiss genannt (Abb. 3).



Abb. 3: Kreuzbiss im Seitenzahnbereich, verursacht durch transversale Breitendiskrepanz zwischen Oberkiefer und Unterkiefer, auch seitlicher Kreuzbiss genannt. Im rechten Bild ist ein Kreuzbiss der Frontzähne zu sehen. Patienten der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn.

1.2.2 Ausmaß und Häufigkeit

Die Beurteilung der transversalen Breitendiskrepanz der Zahnbögen erfolgt in der Regel als Messung der Breite des oberen Bogens im Vergleich zur Breite des unteren. Nach Pont wird eine Diskrepanz bis zu 3mm als geringe transversale Breitendiskrepanz eingestuft. Eine Diskrepanz bis 6mm als mittlere, bis 9mm als ausgeprägte und ab 10mm als hochgradige transversale Breitendiskrepanz bezeichnet. In der vorliegenden Studie lag die zu korrigierende Breitendiskrepanz zwischen 3,4 mm und 7,4 mm. Eine mittlere (bis hochgradige) transversale Diskrepanz findet sich bei etwa 1/3 aller kieferorthopädisch behandlungsbedürftigen Patienten [Harrison and Ashby, 2001]. Die Ursachen für diese Diskrepanz ist im Oberkiefer häufiger und ausgeprägter als im Unterkiefer. Eine auf den oberen Zahnbogen beschränkte transversale Enge kann weiter negative

Folgen haben, wie einen lateralen Kreuzbiss mit Zwangsbiss, Kiefergelenkschäden und eine mandibuläre Mittellinienverschiebung. Nach epidemiologischen Studien beträgt die Inzidenz bei kaukasischen Jugendlichen ca. 9% für den einseitigen und 4% für den beidseitigen lateralen Kreuzbiss [Foster, 1974].

1.2.3 Zeitpunkt der Behandlung

Die Behandlung eines seitlichen Kreuzbisses wird in der Regel in der zweiten Wechselgebissphase durchgeführt. In Fällen eines lateralen Zwangsbisses ist die transversale Erweiterung auch zu einem früheren Zeitpunkt denkbar, um eine artikuläre Fixierung oder eine Wachstumshemmung im Oberkiefer zu vermeiden.

1.2.4 Therapie

Im Oberkiefer ist eine Erweiterung des Zahnbogens durch Erweiterung der Basis in der Sutura palatina mediana möglich mit einer Gaumennahterweiterungsapparatur oder durch Zahnkipfung nach bukkal mit herausnehmbaren Apparaturen, wie der Oberkieferdehnplatte, oder mit festsitzenden Apparaturen, wie dem Expansionsbogen, der Quadhelix, „criss-cross“-Gummizügen oder dem Transpalatinalbogen (Abb. 4 und 5).



Abb. 4: Kieferorthopädische Apparaturen zur Erweiterung des Oberkiefers, im linken Bild eine Oberkieferdehnplatte und im rechten Bild eine Gaumennahterweiterungsapparatur.



Abb. 5: Klinisches Beispiel einer Quadhelix, befestigt an den ersten Molaren des Oberkiefers einer Patientin der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn.

Nach einem systematischen Review aller Studien zu den Behandlungsmöglichkeiten des seitlichen Kreuzbisses und deren Effektivität von 1970 bis 1999 kamen *Harrison* und *Ashby* 2001 zu dem Schluss, dass das Beseitigen der okklusalen Vorkontakte durch Freischleifmaßnahmen im Milchgebiss in Kombination mit einer Oberkieferdehnplatte effektiv verhindern kann, dass der seitliche Kreuzbiss in das Wechselgebiss oder die permanente Dentition übertragen wird. Evidenzbasierte Unterschiede in der Behandlungseffektivität verschiedener Apparaturen zur Erweiterung des Oberkiefers konnten nicht festgestellt werden, und es konnten auch keine klinischen Empfehlungen getroffen werden [Harrison and Ashby, 2001].

1.3 Der Transpalatinalbogen

Der Transpalatinalbogen kann passiv verwendet werden für Stabilisierungsaufgaben oder aktiv zur Korrektur von Molaren- oder Segmentpositionen verwendet werden.

1.3.1 Passiver Transpalatinalbogen

Im passiven Gebrauch soll der Palatinalbogen für maximale Stabilität der posterioren Segmente sorgen [Schwindling, 1991]. In der Segmentbogentechnik ist der Transpalatinalbogen bzw. der Lingualbogen ein wichtiges Glied zur Gestaltung des mehrwurzeligen Segmentes, das sich zusammensetzt aus den zwei (rechten und linken) bukkalen Stabilisierungssegmenten, die transmaxillär mit dem Bogen verbunden werden.

Die klinische Anpassung des Transpalatinalbogens erfordert wegen der hohen Federrate höchste Präzision. In der vorliegenden Studie wurde jeder Transpalatinalbogen vor seiner Aktivierung passiv gebogen. Die Passivität des Bogens muss von beiden Seiten, also von rechts und von links, beachtet werden, in dem der Bogen jeweils auf einer Seite inseriert wird und auf der anderen Seite frei schwebt. Nur wenn hier wechselseitige Passivität besteht, kann man davon ausgehen, dass nach der Aktivierung nur die erwünschten Kräfte und Drehmomente zum Einsatz kommen.

1.3.2 Aktiver Transpalatinalbogen

Die aktiven Aufgaben des Transpalatinalbogens sind entsprechend der Ordnung der Korrekturen klassifiziert (1., 2. und 3. Ordnung). Es muss herausgestellt werden, dass der TPA sowohl statisch bestimmt als auch statisch unbestimmt benutzt werden kann. Ein statisch bestimmtes System wird charakterisiert durch die Tatsache, dass das gesamte Kraftsystem durch Messen der Kraft und des Abstandes beschrieben werden kann. Statisch unbestimmte Systeme sind charakterisiert durch die Tatsache, dass der Draht mindestens in zwei Brackets eingliedert wird. In diesem Fall ist es nicht möglich, die Kräfte und Drehmomente durch einfaches Messen zu bestimmen, sondern es muss außerdem die Interbracketangulation bekannt sein, um sie mit einer Bracketgeometrie zu vergleichen [Burstone und Koenig, 1974]. Der Transpalatinalbogen ist statisch unbestimmt, wenn beide Enden in die Präzisionslingualattachments einligiert werden.

Die aktiven Aufgaben des Transpalatinalbogens können klassifiziert werden: In Biegungen erster Ordnung, hierzu gehören die Rotation, Expansion und Kompression, in Biegungen zweiter Ordnung beziehungsweise die Kippungen in mesio-distaler Richtung und die Biegungen dritter Ordnung, die Torqueaktivierungen.

Die transversale Aktivierung des Transpalatinalbogens erlaubt eine gute Kontrolle des Zwischenmolarenabstandes. Während der Aktivierung entstehen gleich große entgegengesetzt gerichtete Kräfte. Das Hinzufügen verschiedener Momente (Aktivierung dritter Ordnung) erlaubt durch den Unterschied im Drehmoment-Kraft-Quotienten (M/F) auf beiden Seiten eine asymmetrische Bewegung zur Beseitigung von unilateralen Kreuzbissen [Göllner et al., 1993].

Die Expansion erfolgt statisch unbestimmt, wenn der TPA voll in die Brackets einligiert wird. Wird zunächst kein Torque hinzugefügt, unterscheidet sich das initiale Kraftsystem nicht vom statisch bestimmten System. Mit zunehmender Neigung der Zähne nach vestibulär entsteht zwischen Bracket und Draht allerdings ein Drehmoment, und es entwickelt sich automatisch eine Aktivierung dritter Ordnung. Zudem kann Torque zusätzlich in den Bogen eingebracht werden. Wird dies symmetrisch durchgeführt, erzeugt dies eine Geometrie VI [Burstone und Koenig, 1974].

Die Aktivierung dritter Ordnung kann auch asymmetrisch erfolgen. In diesem Fall sind die Momente auf beiden Seiten unterschiedlich, und es entstehen vertikale Kräfte, die eine Seite extrudieren und die andere intrudieren. Die Kombination von Expansion mit Aktivierung dritter Ordnung ist sehr nützlich, wenn asymmetrische Expansion erwünscht ist, wie in den Fällen der vorliegenden Studie, bei denen ein unilateraler Kreuzbiss beseitigt werden sollte. Die asymmetrische Bewegung begründet sich darin, dass Kippbewegungen leichter auszuführen sind als körperliche Bewegung. Die Verankerungsseite erhält dementsprechend eine Aktivierung für körperliche Bewegung, während nur Kräfte die zu einer Kippbewegung führen, auf der Seite verwendet werden, auf der die meiste Kronenbewegung entstehen soll. Dazu kann der Transpalatinalbogen so aktiviert werden, dass er in passivem Zustand auf der Seite, die bewegt werden soll, okklusal der Zähne zu liegen kommt. Es ist wichtig, daran zu denken, dass diese Systeme immer Vertikalkräfte erzeugen, die immer extrusiv auf der Seite sind, die die größere Expansion haben, und intrusiv, auf der Seite mit der geringeren Expansion (bzw. Verankerungsseite). Die vertikalen Kräfte können nur durch Okklusion oder maximale Stabilisierung aufgefangen werden.

Nach Angaben in der Literatur werden bei einem Transpalatinalbogen aus TMA Aktivierungen zwischen 3 und 10 mm empfohlen [Göllner et al., 1993; Baldini, 1981 b; Jäger et al., 1992; Schwindling, 1991]. Dabei liegen die expandierenden Kräfte zwischen 1,5 und 4,0 N. Allerdings muss betont werden, dass die Federrate, und somit auch die resultierende Kraft nach der Aktivierung, von der Länge und der Konfiguration des Transpalatinalbogens abhängen [Göllner et al., 1993; Chiba et al., 2003; Baldini und Luder, 1982; Schwindling, 1991].

1.4 Unterschiedliche Systeme des Transpalatinalbogens

In der Segmentbogentechnik unabdingbar, verbessert der Transpalatinalbogen bzw. Lingualbogen auch das biomechanische Potential jeder anderen festsitzenden Behandlung.

1.4.1 Transpalatinalbogen nach Goshgarian

Der klassische *Goshgarian*-Palatinalbogen wird aus einem 0,9mm (0.036“) starken runden Stahldraht hergestellt. Der Palatinalbogen nach *Goshgarian* ermöglicht dank seiner doppelt geführten Drahtenden und dem rechteckigen Querschnitt des palatinalen Molarenattachments 1,82 mm x 0,91 mm (0.072“ x 0.032“) eine körperliche, also dreidimensionale Kontrolle der ersten Molaren im Oberkiefer (Abb. 6). Mit oder ohne zusätzlich eingebogene U-Schleife wird der Palatinalbogen für eine symmetrische, transversale Expansion erweitert, um Kräfte in der Größenordnung von 1-2 N auf die ersten Molaren zu übertragen. Über den Torque der Bogenenden (die Bogenenden befinden sich im Attachment doppelt geführt) lässt sich gleichzeitig eine Kontrolle über die Achsenstellung der Zähne erzielen.

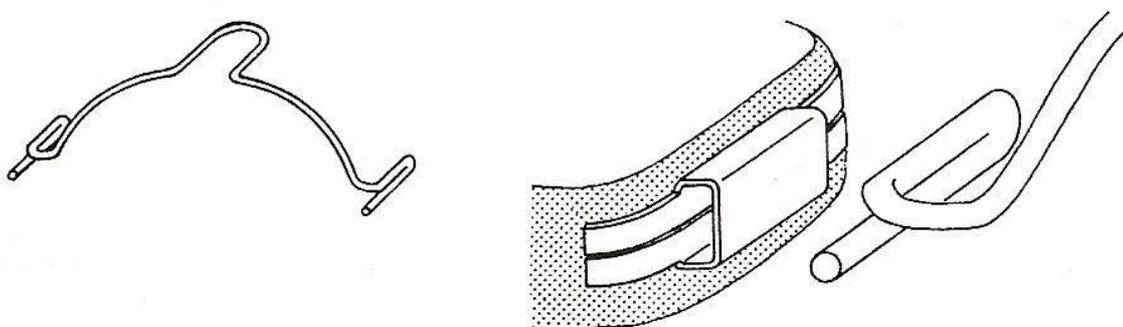


Abb. 6: Der Transpalatinalbogen nach Goshgarian. Das Molaren-Attachment und das doppelt geführte Bogenende [Baldini, 1981 a].

1.4.2 Transpalatinalbogen nach Burstone

Von *Burstone* und *Manhartsberger* wurde 1988 ein neues „Precision Lingual Arch System“ beschrieben, welches auch in dieser Studie verwendet wurde. Im Unterschied zu dem geschlossenen Lingualschloss des *Goshgarian*-Systems verwendete *Burstone* ein vorgetorquetes 0,032“x0,032“ Bracket (Abb. 7). Das Bracket hat eine Angulation von -12° im Oberkiefer und eine Angulation von $+6^{\circ}$ im Unterkiefer. Für das System steht neben einem vorgeformten 0,032“x0,032“ Stahlbogen auch eine Version aus β -Titan-Legierung (Titan-Molybdän-Alloy: TMA) zur Verfügung [*Burstone* und *Goldberg*, 1980; *Burstone* und *Manhartsberger*, 1988].

Burstone hat 1989 einen Anforderungskatalog an den Transpalatinal- bzw. Lingualbogen aufgestellt. Demnach sollte der Transpalatinalbogen einfach herzustellen und auch einfach ein- und auszuligieren sein. Außerdem sollte nicht nur eine präzise Herstellung und Anpassung in den Attachments, sondern auch das bequeme und sichere Tragen gewährleistet sein. Eine hohe Bruchfestigkeit sollte ebenfalls gegeben sein.



Abb. 7: Transpalatinalbogen im Oberkiefer, der an den Burstone-Schlössern der Bänder der ersten bleibenden Molaren befestigt ist. Ein Patientenbeispiel aus der vorliegenden Studie.

1.4.3 Unterschiede zwischen dem Transpalatinalbogen nach Goshgarian und nach Burstone

Verschiedene Autoren wiesen in der Vergangenheit auf die Schwierigkeit bei der präzisen Herstellung und Aktivierung der Form des Palatinalbogens nach *Goshgarian* hin.

Baldini stellte 1981 fest, dass beim Versuch, mit einem Palatinalbogen nach *Goshgarian* die obere Molarendistanz zu vergrößern, bei Applikation eines deutlichen bukkalen Wurzeltores initial eine Bukkalkippung der Molarenkronen stattfindet. Außerdem betonte er, dass man nicht erwarten kann, dass durch Befolgen einer genauen Vorschrift bei der Aktivierung des Transpalatinalbogens nach *Goshgarian* in jedem Fall genau die gewünschte Zahnbewegung erreicht werden kann [Baldini, 1981 a].

Burstone [1989] fasste die Nachteile des *Goshgarian*-Transpalatinalbogens zusammen und betonte, dass aufgrund problematischer Herstellung, schwieriger Eingliederung und Entfernung und mangelnder Genauigkeit die Korrekturen der Zahnfehlstellungen eingeschränkt seien [Burstone, 1989]. Mit der Verwendung eines vorgetorqueten Brackets bzw. *Burstone*-Schlosses würde die Herstellung einfacher, die Insertion und Ausgliederung unproblematischer und die Zahnbewegung kontrollierter und genauer vorhersagbar. Außerdem wäre die Insertion eines Bogens in ein Bracket friktionsärmer und präziser als die eines Bogens in ein Tube. Durch die Verwendung eines kleiner dimensionierten Bogens wurde zwar die Friktion reduziert, aber auch das Spiel des Bogens im Slot beziehungsweise Tube erhöht und somit die Zahnbewegung unkontrollierter gestaltet. Zusätzlich kann ein Bogen, der in ein Tube inseriert wurde, einfacher verloren gehen als ein Bogen, der an dem Bracket mit einer Stahl-Ligatur befestigt wird [Burstone und Manhartsberger, 1988]. Im Vergleich zum Stahlbogen ist die applizierte Kraft mit einem TMA-Bogen um 60% reduziert und der Bogen zeigt eine bessere Formbarkeit [Burstone, 1989]. Außerdem ist bei einem TMA-Bogen eine doppelt so große Auslenkung ohne permanente Verformung möglich wie bei einem Stahlbogen [Burstone und Manhartsberger, 1988].

Durch die Wahl des entsprechenden Drahtmaterials kann die Biegesteifigkeit entscheidend beeinflusst werden. So haben Drähte aus TMA einen deutlich geringeren Elastizitätsmodul als ein Draht gleicher Dimension aus Stahl [Burstone und Manhartsberger, 1988]. Die Last-Biege-Rate

eines TMA-Palatinalbogens beträgt deutlich weniger als 50% der Last-Biege-Rate eines Palatinalbogens nach *Goshgarian* aus Stahl, bei Verwendung des MIA-Systems (Mobil Intraoral Arch-system) wie eine Studie von *Hoederath* et al [2001] gezeigt hat. Bei symmetrischer Expansion konnte gezeigt werden, dass die geringste Nebenwirkung mit $1,9^\circ$ Torque bei Einsatz des MIA-Systems resultierte, was die Stabilität des Bogens im MIA-Schloss aufzeigt. Dagegen entstand beim Einsatz der *Burstone*-Schlösser ein Kronentorque von $3,3^\circ$ bzw. $4,3^\circ$. Dies zeigt zum einen, dass das Spiel des TMA-Bogens im Precision Lingual Hinge Cap, von *Burstone* eingeführt, größer ist als im MIA-System, und zum anderen, dass durch den klinischen Einsatz diese Attachments offensichtlich deformiert werden. In der selben Studie konnte festgestellt werden, dass die *Burstone*-Attachments deutlich geringere Drehmomente erzeugten. Beispielsweise lagen die Drehmomente selbst bei 10° Wurzelorque unterhalb von 2 Nmm. Es konnte gezeigt werden, dass die unterschiedlichen Palatinalbogen-Systeme nicht gleichermaßen gut zur Korrektur verschiedener Fehlstellungen geeignet sind [Hoederath et al., 2001].

2 Ziele

Ziel dieser Arbeit war, die Effektivität des Transpalatinalbogens durch die Bestimmung der verursachten Kraftsysteme sowie der klinisch erreichten Zahnbewegungen zu beurteilen. Ebenfalls sollte versucht werden, eine patientenspezifische Prognose der Therapie zu erstellen und mit der klinisch erreichten Zahnbewegung zu vergleichen. Durch die biomechanische Analyse der kieferorthopädischen Kraftsysteme sollte dieses realisiert werden.

Zuerst sollten die Transpalatinalbögen einheitlich aktiviert werden, und für einen festgelegten Zeitraum, bei allen Patienten gleichermaßen im Mund belassen werden. Ziel war es im ersten Schritt das genau Kraftsystem der aktivierten Bögen zu erfassen. Somit sollten alle Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumebenen bekannt sein.

Im nächsten Schritt sollte die Zahnbewegung experimentell simuliert werden und diese anschließend mit der klinisch erreichten Zahnbewegung verglichen werden. Dies bedeutet, dass die genaue Anfangsposition der ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer ermittelt werden musste und diese Position mit der klinisch erreichten Position und der experimentell simulierten Position der Zähne verglichen werden sollte.

Durch dieses Gegenüberstellen und Vergleichen der beiden Zahnbewegungen sollte die Korrektureffektivität des ausgewählten Systems überprüft werden und eine Aussage getroffen werden über die Vorhersagbarkeit dieser Zahnbewegung. Außerdem sollten die zu erwartenden Nebenwirkungen der symmetrischen und asymmetrischen transversalen Erweiterung ermittelt werden. Ziel war es, die Nebenwirkungen in Größe und Richtung zu erfassen und zu klären, ob diese Nebenwirkungen von klinischer Relevanz sind.

3 Material und Methode

3.1 Patientenauswahl

In die vorliegende Untersuchung wurden zehn Patienten einbezogen. Alle Patienten wiesen eine transversale Breitendiskrepanz im posterioren Bereich auf. Um die Größe der transversalen Breitendiskrepanz bestimmen zu können, werden korrespondierende Punkte zwischen Oberkiefer und Unterkiefer gewählt und deren Abstand gemessen. Als Messpunkte wurde im Oberkiefer der Kreuzpunkt der vorderen Längsfissur mit der bukkalen Querfissur des ersten bleibenden Molaren verwendet und im Unterkiefer die Spitze des distobukkalen Höckers des ersten bleibenden Molaren. Die transversale Diskrepanz lag zwischen 3,4 mm und 7,4 mm. Bei vier der Patienten lag ein einseitiger Kreuzbiss im Bereich der ersten bleibenden Molaren vor. Keiner der Patienten war bis zu diesem Zeitpunkt kieferorthopädisch behandelt worden. In der Behandlungsplanung aller Patienten wurde vorher festgelegt, dass im Molarenbereich eine Expansion mittels eines Transpalatinalbogens durchgeführt werden sollte. Die Expansion sollte in sechs Fällen symmetrisch (beidseitig) sein und in vier Fällen asymmetrisch (einseitig). Während der aktiven Phase der Erweiterung wurden bei den oberen ersten Molaren keine anderen Apparaturen oder Bögen befestigt. Insgesamt wurden sieben weibliche und drei männliche Patienten untersucht, deren Alter zu Behandlungsbeginn zwischen 10,3 und 16,7 Jahren lag. Die Behandlungsdauer mit den Transpalatinalbögen betrug bei allen Patienten zwölf Wochen.

3.2 Verwendete Materialien

Bei allen Patienten wurden Bänder (Typ 0,45mm x 0,63mm bzw. 0.018“ x 0.025“, Ormco, USA) *Burstone*-Schlössern (vorgetorquetetes Bracket 0,81mm x 0,81mm bzw. 0,032“x 0,032“) bei den ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer eingesetzt. Als Transpalatinalbögen wurden in der vorliegenden Studie Bögen aus TMA der Dimension 0,81mm x 0,81mm (TPA TMA, Ormco, USA) verwendet. Der aktivierte Transpalatinalbogen wurde für zwölf Wochen beim Patienten eingesetzt und ohne jegliche weitere Aktivierung oder Veränderung belassen.

3.3 Abdrucknahme

Bei allen Patienten wurde der folgende Behandlungsablauf durchgeführt: Bänder mit *Burstone*-Schlössern wurden bei den ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer eingesetzt. Zum Einsetzen

der Bänder wurde Glasionomerzement verwendet. Nach dem Einsetzen der Bänder wurde bei jedem Patienten der Oberkiefer und der Unterkiefer mit Honigum Putty und Honigum Light (DMG, Hamburg, Deutschland) abgeformt (Abb. 8).

Honigum Putty ist ein additionsvernetzendes Silikon (Polysiloxane) und für alle Techniken der zweiphasigen Abformung geeignet. Die Vernetzung erfolgt durch Vermittlung eines Platinkatalysators. Da der Katalysator bei Honigum nach wie vor durch Latexpartikel inhibiert wird, führen Fremdpartikel, zum Beispiel aus Latexschutzhandschuhen, zu einer zumindest teilweise unzureichenden Aushärtung des Materials. Beim Anmischen durften deshalb keine oder nur für diesen Zweck geeignete Handschuhe getragen werden. Bei Raumtemperatur wurden Basis- und Katalysatorpaste im Verhältnis 1:1 gemischt.



Abb. 8: Beispiel einer Korrekturabformung des Oberkiefers eines Patienten mit Honigum Putty (blaues Material) und Honigum Light (gelbes Material).

In der Vorabformung wurden großzügig Abflusskanäle angebracht und Störstellen beseitigt. Nach dem probeweisen Reponieren wurde die Abformung gründlich mit Wasser gesäubert und danach getrocknet. Das Korrekturabformmaterial wurde mit Hilfe der Automix-Kartusche auf die Bänder mit *Burstone*-Schlössern und auf die Vorabformung appliziert, in den Mund eingebracht und initial ein Stempeldruck ausgeübt. Damit sich die beiden Abformmaterialien sicher miteinander verbinden konnten, durften nicht mehr als 30 Minuten zwischen Vorabformung und Korrekturabformung liegen. Nach erfolgter Entnahme wurde die Abformung mit Wasser gespült und anschließend desinfiziert.

Die Abformung wurde entsprechend der Anleitung frühestens 30 Minuten nach Entfernen aus dem Mund ausgegossen. Für den Ausguss wurde Modellhartgips verwendet. Nach dem Trocknen wurde die Abformung bei Raumtemperatur aufbewahrt. Die polymerisations- und lagerungsbedingte Schrumpfung des Materials lag unter 0,05% lin. Die Abformungen sind formstabil und können auch nach Monaten ohne Verlust an Präzision ausgegossen werden.

Zwölf Wochen nach Behandlungsbeginn wurde erneut eine Abformung mit dem gleichen Material im Oberkiefer vorgenommen, um die genaue Position der ersten Molaren im Oberkiefer zu dokumentieren.

3.4 Übertragungshilfe

Es wurden Retentionen als Übertragungshilfe an zwei *Burstone*-Schlösseran angelötet und in die Abformung des Oberkiefers positioniert bevor dieser mit Gips ausgegossen wurde (Abb. 9, 11 und 10). Nach dem Ausgießen erhielt man auf dem Modell die genaue Position der *Burstone*-Schlösser, um den Transpalatinalbogen mit hoher Präzision herstellen zu können (Abb. 12).



Abb. 9: Die Burstone-Schlösser mit den angefertigten Retentionen, vor dem Anlöten der Retentionen auf die hintere Seite der Schlösser.

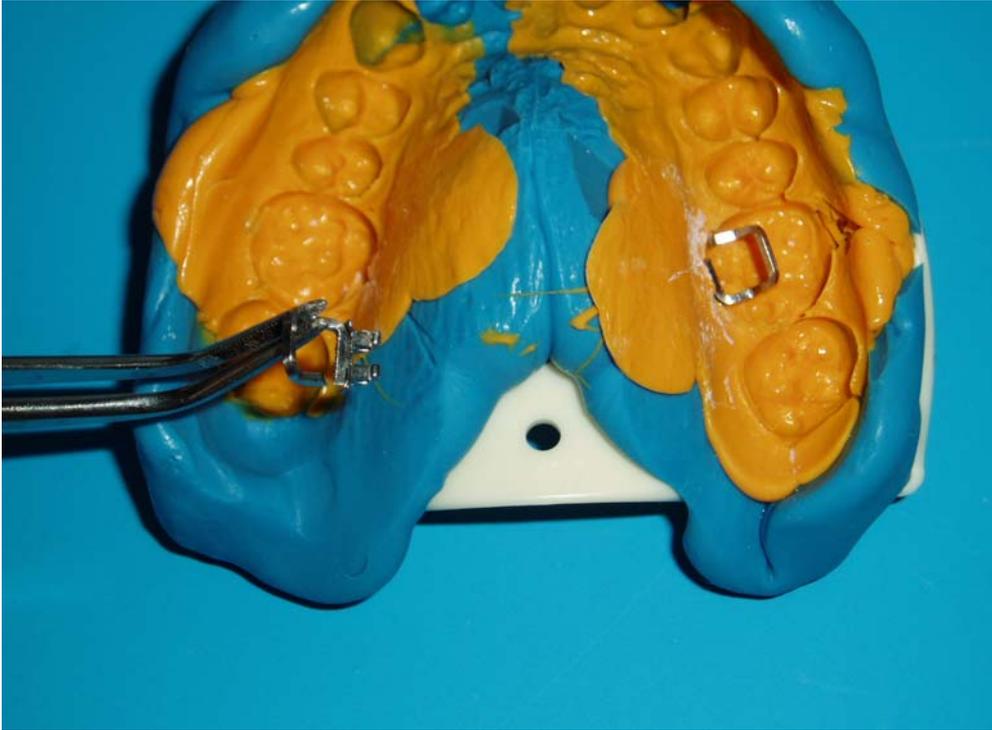


Abb. 10: Das Einsetzen der Burstone-Schlösser mit Retention (Übertragungshilfe) in die Abformung.



Abb. 11: Beispiel einer Silikonabformung des Oberkiefers. Die Übertragungshilfen wurden bereits in die Abformung an die genau Stelle der Burstone-Schlösser appliziert.



Abb. 12: Beispiel eines Gipsmodells des Oberkiefers. Die Position der Burstone-Schlösser auf dem Modell entspricht genau der Position im Mund.

3.5 Aktivierung des Transpalatinalbogens

Im ersten Schritt wurden die Transpalatinalbögen bei allen Patienten passiv hergestellt auf den angefertigten Gipsmodellen mit den befestigten Burstone-Schlössern, wie in Abbildung 13 ersichtlich ist. Der Transpalatinalbogen hatte in allen Fällen einen Abstand von 2 mm vom Gaumen [Chiba et al., 2003]. Nach der passiven Anpassung wurden die erwünschten Aktivierungen eingebogen.

Es wurden zwei verschiedene Aktivierungen angewandt und untersucht:

1. symmetrische Expansion und
2. asymmetrische Expansion.



Abb. 13: Ein Patientenmodell mit den befestigten Bustone-Schlössern und dem eingesetzten Transpalatinalbogen der zunächst passiv angepasst wurde.

3.5.1 Symmetrische Aktivierung

Bei einem Transpalatinalbogen aus 0,8 mm x 0,8 mm TMA-Draht erzeugt eine 10 mm-Aktivierung eine expandierende Kraft von etwa 4 N auf die Molaren [Schwindling, 1991; Jäger et al., 1992]. Durch den Abstand des Angriffspunktes der Kraft vom Widerstandszentrum des Zahnes entsteht auf beiden Seiten ein Drehmoment, das die Molarenkrone nach bukkal kippt (Abb. 14).

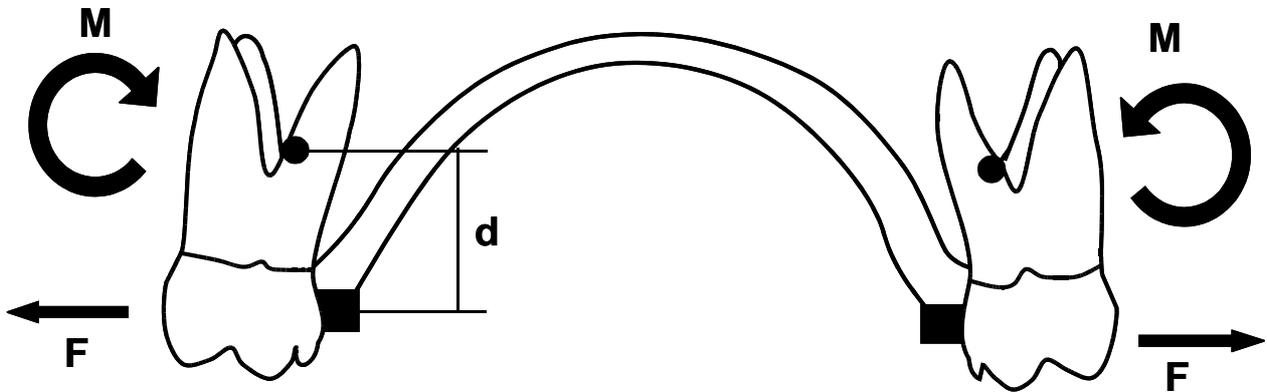


Abb. 14: Das Kraftsystem bei symmetrischer Expansion: durch den Abstand zwischen Widerstandszentrum und Kraftangriffspunkt d entsteht das Drehmoment M ($M = F \times d$).

3.5.2 Asymmetrische Aktivierung

Die Kombination von Expansion und körperlicher Bukkalbewegung mit Aktivierungen 3. Ordnung ermöglicht unilaterale Expansion [Göllner et al., 1993]. Die asymmetrische Bewegung begründet sich darin, dass Kippbewegungen leichter auszuführen sind als körperliche Bewegungen [Schwindling, 1991].

Die Verankerungsseite erhält dementsprechend eine Aktivierung für eine körperliche Bewegung und die andere Seite eine Aktivierung zur Kippbewegung, wie in Abbildung 15 ersichtlich ist. Im vorliegenden Beispiel soll auf der linken Seite (Kippbewegung) ein einseitiger Kreuzbiss überstellt werden. Durch die expandierende Kraft F , und das Drehmoment M_1 soll die Molarenkrone nach bukkal bewegt werden. Die Drehmomente M_1 und M_3 entstehen durch die expansive Kraft F die ihren Angriffspunkt auf der Molarenkrone hat und nicht am Widerstandszentrum des Zahnes ($M = F \times d$, d : Abstand zwischen Widerstandszentrum und Kraftangriffspunkt). Gleichzeitig wirkt auf der anderen Seite die selbe expandierende Kraft F und ein zweites gleichgroßes, entgegengesetztes Drehmoment M_2 . Somit entsteht auf der Verankerungsseite eine körperliche Bewegung des Zahnes nach bukkal (Abb. 15).

Dieses Kraftsystem wird realisiert, indem der Transpalatinalbogen durch die Torque-Einbiegung auf der Verankerungsseite so aktiviert wird, dass er auf der aktiven Seite okklusal der Zähne zu liegen kommt. Die vertikale Differenz beträgt etwa 10 mm [Göllner et al., 1993; Schwindling, 1991]. Diese Aktivierung wurde bei allen vier Fällen, bei denen eine asymmetrische Erweiterung erwünscht war, durchgeführt.

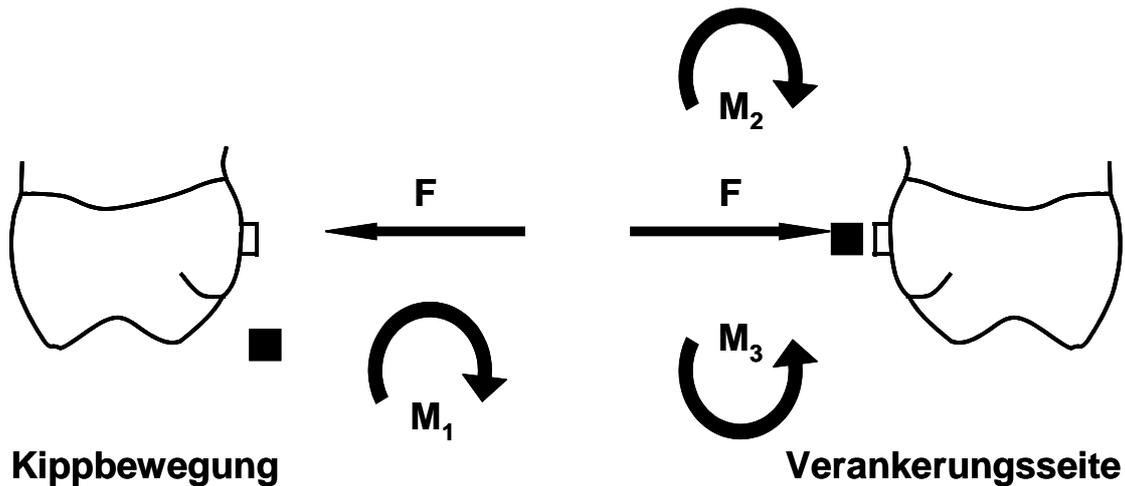


Abb. 15: Kraftsystem bei asymmetrischer Expansion: Im vorliegenden Beispiel soll auf der linken Seite (Kippbewegung) ein einseitiger Kreuzbiss überstellt werden. Durch die expandierende Kraft F und das Drehmoment M_1 soll auf der linken Seite die Molarenkrone nach bukkal bewegt werden. Gleichzeitig wirkt auf der anderen Seite die selbe expandierende Kraft F und zwei gleichgroße, entgegengesetzte Drehmomente M_2 und M_3 . Somit entsteht auf der Verankerungsseite eine körperliche Bewegung des Zahnes nach bukkal.

3.6 Dublieren des Arbeitsmodells

Das Modell wurde so getrimmt, dass ein Segment der ersten bleibenden Molaren entstand (Abb. 16). Dieses Segment wurde mit Dublisil (Dublisil 15, DreveDentamid GmbH, Unna, Deutschland) dubliert. Dublisil ist ein universelles Dubliermaterial für alle Arten der Dublierung. Dublisil ist einfach anzumischen und hat eine sehr dünnfließende Anfangskonsistenz. Somit lassen sich detailgenaue Dublikatmodelle erzeugen. Dublisilformen sind aufgrund des verwendeten Platinhärtersystems praktisch schrumpffrei und weisen eine hohe Formkonstanz sowie Lagerstabilität auf. Negativformen aus Dublisil können problemlos und ohne Verlust von Genauigkeit mehrfach ausgegossen werden. Die Oberfläche der Dublikatmodelle ist ohne Nachbehandlung glatt und hart.

Dublisil wird im Volumenverhältnis von 1:1 der Komponenten A (Katalysator/weiß) und B (Basis/grün) gemischt. Die Vermischung der beiden Einzelkomponenten wurde automatisch mittels Dosier- und Anmischgerät Dosper M/5 durchgeführt. Auf Knopfdruck wird Dublisil vollautomatisch verlustfrei dosiert, gemischt und blasenfrei gefördert.



Abb. 16: Das Molaren-Segment mit den Burstone-Schlössern, welches es nach dem Trimmen entsteht und im Anschluss mit Dublisil dubliert wird.

3.7 Herstellung des Kunststoffmodells

Wiederum wurden zwei Burstone-Schlösser mit Retention als Übertragungshilfe in die Dublierform eingesetzt und diese mit Kunststoff (Palavit G, Heraeus Kulzer) ausgegossen (Abb. 17 und 18). Dadurch lagen die Burstone-Schlösser in diesen Modellen an der gleichen Position wie im Mund des Patienten.

Palavit G wird zum Modellieren in der Kronen- und Brücken-Gußtechnik verwendet. Es handelt sich um einen selbsthärtenden Zweikomponentenkunststoff, der aus Pulver und Flüssigkeit besteht. Das Pulver besteht zu 98% aus Methylmethacrylat-Copolymer und die Flüssigkeit zu 97% aus Methylmethacrylat und zu 3% aus Dimethyl-Para-Toluidin. Palavit G bietet eine kurze und sichere Aushärtung, hohe Präzision und ist formfest.



Abb. 17: Die Dublierform aus Dudlisil die von dem Molaren-Segment hergestellt werden konnte. Die Burstone-Schlösser mit angelöteter Retention wurden in die Dublierform eingesetzt.



Abb. 18: Das Molaren-Segment aus Gips und das Dublikat aus Palavit G.

Es gibt drei Anwendungsmethoden, die Pinselmethode, als dünner oder als knetbarer Teig. In der vorliegenden Studie wurde die Palavit G-Flüssigkeit im Anrührgefäß vorgelegt und so lange Pulver eingestreut bis ein geringer Flüssigkeitsspiegel bestehen blieb. Die Aushärtungszeit betrug ca. 10 min., ist jedoch abhängig von der Bearbeitungsmethode und der Umgebungstemperatur.

Das Kunststoffdublikat wurde so präpariert, dass es im Messaufbau eingesetzt werden konnte. Abbildung 17 zeigt die Präparation des Kunststoff-Molaresegmentes so dass es mit einer Schraube auf jeder Seite an den Messtischen des Messaufbaus befestigt werden konnte.

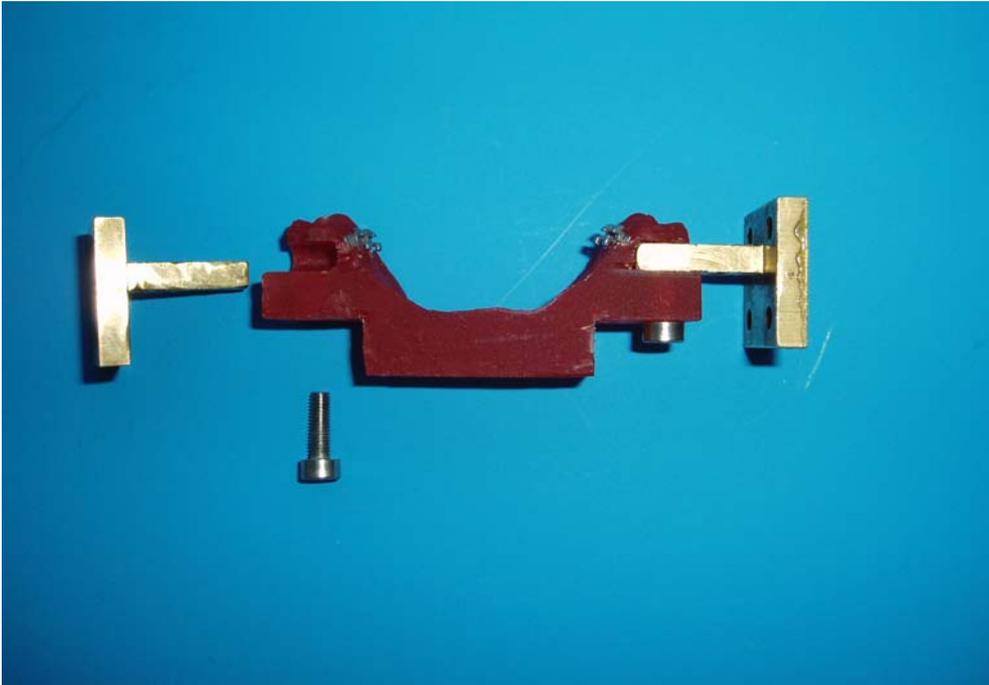


Abb. 19: Das aus Palavit G hergestellte Molarenssegment nach der Präparation zur Befestigung am Messtisch im Messaufbau.

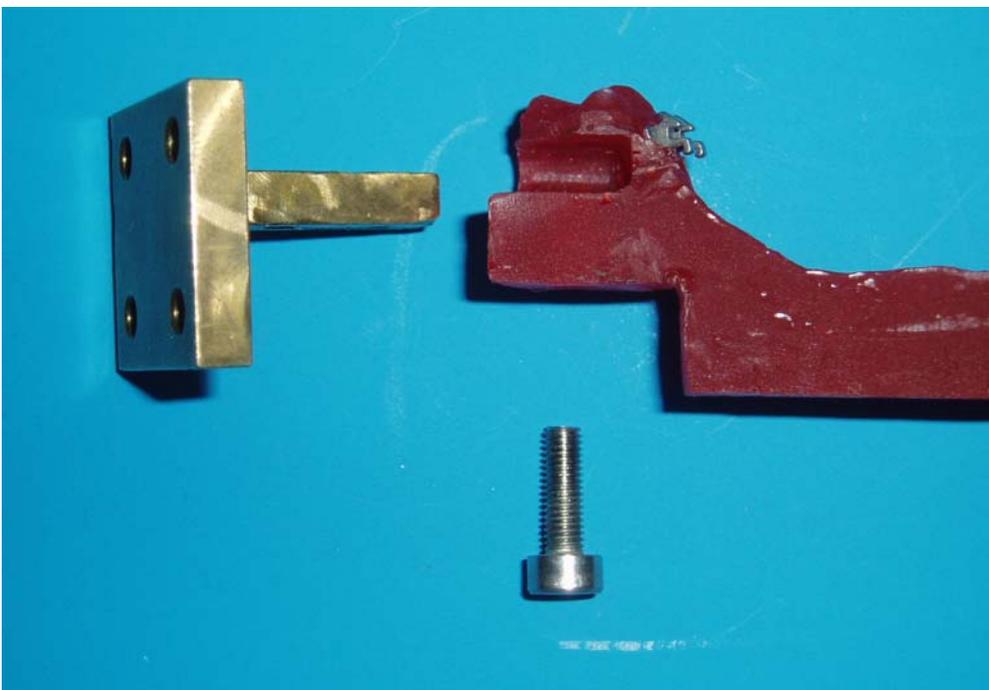


Abb. 20: Detail der Abbildung 18 von der Präparation des Kunststoffmodells aus Palavit G mit der Schraube und zur Befestigung am Messtisch des Messaufbaus.

3.8 Messungen

Es wurden jeweils die Kräfte und Drehmomente bestimmt, die bei den beiden Aktivierungen der Bögen in den Attachments wirksam wurden. Für diese Messungen wurde das Orthodontische Mess- und Simulations-System (OMSS) verwendet [Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991]. Das OMSS ist nach den Grundgedanken des Zwei-Zahn-Modells aufgebaut und erlaubt es, alle Kräfte und Drehmomente, die an zwei Zähnen angreifen, gleichzeitig zu messen und die aus diesen Kraftsystemen resultierenden Zahnbewegungen zu simulieren [Burstone et al., 1976]. Hierfür besitzt das OMSS zwei motorbetriebene Verstelltische, auf denen Kraft / Drehmomentsensoren montiert sind. An diesen Sensoren wurde das für diesen Zweck präparierte Kunststoffsegment der ersten Molaren des Oberkiefers so befestigt, dass Ihre Position im OMSS ihrer klinischen Position entsprach (Abb. 21). Danach wurde das Kiefersegment im Bereich des Gaumens getrennt, so dass sich beide Verstelltische des OMSS unabhängig voneinander bewegen konnten (Abb. 22 und 23). Mit diesem Vorgehen wurde die klinische Situation mit hoher Genauigkeit in das OMSS übertragen. Danach wurde der aktivierte TPA eingesetzt und in die Burstone-Schlösser mit zwei Stahl-Ligaturen voll einligiert. Die erzeugten Kraftsysteme wurden anschließend gemessen.

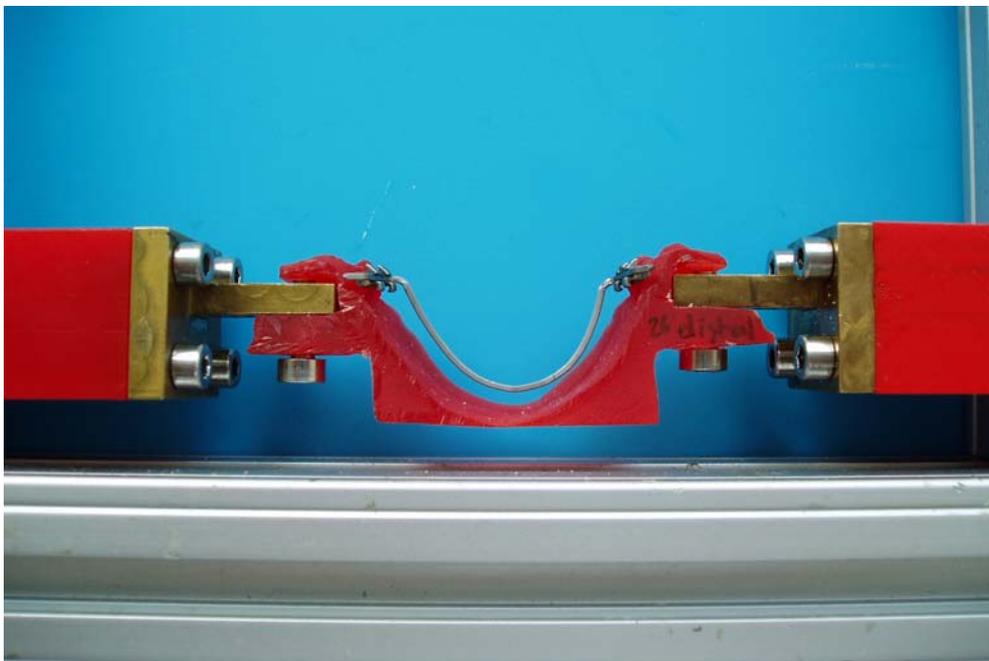


Abb. 21: Die Befestigung des Molarensegmentes an den beiden Messtischen des Messaufbaus, erst jetzt wurden die Molaren am Gaumen voneinander getrennt.

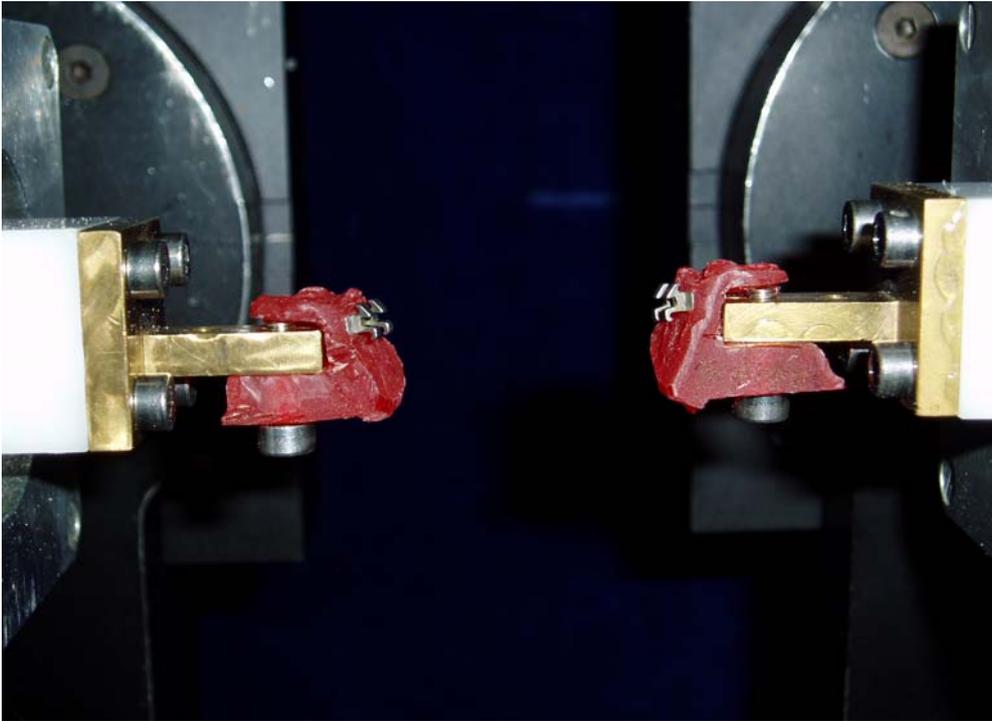


Abb. 22: Die beiden Molarenkronen eingesetzt im OMSS und getrennt von einander damit sie sich unabhängig bewegen können.

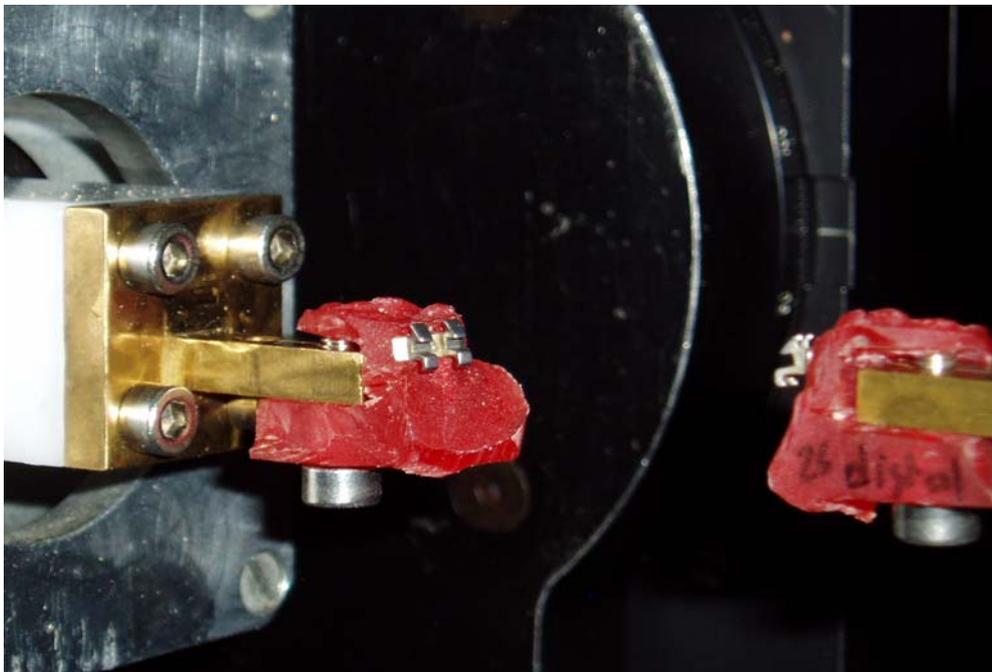


Abb. 23: Die beiden Molarenkronen eingesetzt im OMSS aus einer anderen Perspektive fotografiert.

Wie bereits erwähnt wurde, erhielten alle Transpalatinalbögen eine Aktivierung von 10 mm. Die Höhe der verwendeten Palatinalbögen variierte zwischen 9 und 14 mm in passivem Zustand Aufgrund der unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten des Patienten. Durch die unterschiedlich Höhe der Bögen variierten auch die resultierende expandierende Kraft, trotz einheitlicher Aktivierung. Nach der Messung der initialen Kräfte und Drehmomente im OMSS erfolgte eine weitere Justierung der Transpalatinalbögen, so dass in allen Fällen die expandierende Kraft 4 N betrug. Weitere Korrekturen der Aktivierung sollten nicht durchgeführt werden, um den Transpalatinalbogen möglichst in seiner Ausgangsgeometrie zu belassen.

Ausgehend von dem initialen Kraftsystem berechnete der Steuer-PC des OMSS die dadurch ausgelösten Zahnbewegungen auf der Basis eines mathematischen Modells unter Berücksichtigung der Positionen der Widerstandszentren der beiden Molaren [Bourauel et al., 1992]. Diese Bewegungen wurden dann von den Motoren der Messtische ausgeführt. Durch wiederholte Bestimmung des Kraftsystems und Ausführung der hervorgerufenen Zahnbewegung konnte so eine Prognose über die im Mund erreichte Zahnstellungskorrektur aufgestellt werden. Als Grundannahme für die Simulation der Zahnbewegung nimmt das Modell einen linearen Zusammenhang zwischen den Kraftsystemen und den resultierenden Bewegungen an, was selbstverständlich nur eingeschränkt mit der klinischen Realität in Einklang ist. Weitere Details zum Modell können der oben genannten Publikation entnommen werden [Bourauel et al., 1992]. Die erzielte Endposition gab an, wie effektiv das gewählte Behandlungselement die Zahnfehlstellung korrigierte. In diese Simulationsmessungen gehen die Abmessungen des Zahns in entscheidendem Maße ein. Die Lage des Widerstandszentrums wurde entsprechend früheren Untersuchungen im Bereich der Furkation, also etwa 7 mm unterhalb des Kraftangriffspunktes und die Zahnachse mit 6,5mm bukkal davon angenommen [Dermaut, 1986, Pedersen, 1990]. Für jeden Patienten wurden jeweils zwei Simulationsmessungen für jeden Palatinalbogen durchgeführt. Die Simulationsmessungen wurden automatisch beendet, wenn die Kräfte und Drehmomente unter einen vorgegebenen Schwellenwert abgefallen waren. Die erreichten Positionen der beiden Segmente definierten damit die experimentell ermittelte Endstellung der Zähne mit der erzielten Fehlstellungskorrektur und den resultierenden Nebenwirkungen. Diese Endpositionen konnten mit der klinischen Zahnbewegung zwölf Wochen nach Einsetzen des Transpalatinalbogens verglichen werden.

3.9 Digitalisieren der Situationsmodelle

Um die klinische Zahnbewegung genau zu definieren war es notwendig, die Situationsmodelle, die am Anfang und am Ende der zwölfwöchigen Behandlung hergestellt wurden, zu digitalisieren. Somit konnte die klinisch erreichte Zahnbewegung der beiden ersten Molaren im Oberkiefer mit hoher Genauigkeit festgelegt und im Anschluss mit der experimentell simulierten Zahnbewegung verglichen werden.

Anfangsmodell und das Situationsmodell nach zwölf Wochen wurden mit dem 3D-Laserscanner Micromasure 70® (Micromasure GmbH, Linden, Deutschland) gescannt (Abb. 24). Der 3D-Laserscanner Micromasure 70® arbeitet nach dem Prinzip der Laser-Lichtschnitt-Triangulation. Auf das Gipsmodell wird dabei die Linie eines Laserstrahls projiziert und das beleuchtete Höhenprofil mit einer CCD-Kamera aufgenommen. Durch schrittweises Bewegen der Modelle unter der Laserlinie werden Messpunkte aufeinanderfolgender Höhenprofile in einen Rechner eingelesen und von diesem zu einer dreidimensionalen Punktwolke zusammengefügt [Keilig et al., 2003]. Der Scanner verfügt über drei mechanische Achsen. Sie ermöglichen es, das zu vermessende Objekt in verschiedenen Orientierungen in Bezug auf die Optik zu positionieren. Die Genauigkeit,

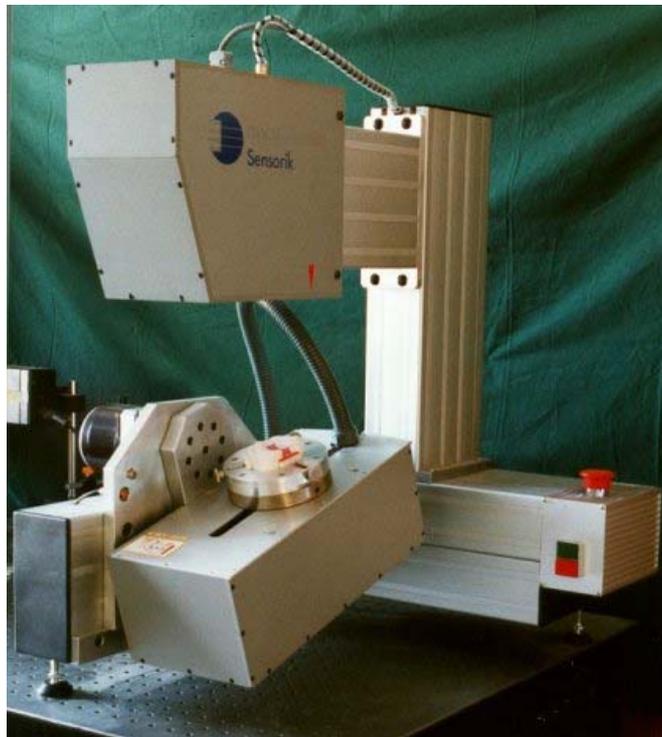


Abbildung 24: Der 3D-Laserscanner Micromasure.

mit der die Koordinaten einzelner Punkte gemessen werden können, beträgt ca. 20µm [Braumann et al., 2002]. Die Punktwolke repräsentiert die Oberfläche des Modells und kann zur Kontrolle auf dem Bildschirm sichtbar gemacht werden. Zur Vermeidung von Abschattungen wurden die Modelle jeweils aus vier verschiedenen vordefinierten Richtungen gescannt. Die Überlagerung dieser vier Einzelscans ergab ein vollständiges Oberflächenmodell des gescannten Kiefers.

Die Datensätze der Modelle wurden mit dem Computerprogramm Surfacer 10® bearbeitet. Für jeden Patienten wurden die Modelle von der Anfangssituation und das Situationsmodell nach zwölf Wochen im Gaumen überlagert (Abb. 26, 27 und 28), wobei die Position der Gaumenfalten als anatomische Referenzstruktur herangezogen wurde [Keilig et al., 2003]. Aus diesen so überlagerten Modellen wurde nun die Punktwolke der Molaren zu der beiden Zeitpunkten extrahiert. Mit Hilfe eines Surface-Surface-Matching-Algorithmus wurde die Bewegung den beiden Molaren innerhalb der zwölf Wochen Behandlungszeit bestimmt. Somit konnte nicht nur genau die Anfangs und Endposition der ersten Molaren im Oberkiefer bei jedem Patienten definiert werden sondern auch die in zwölf Wochen resultierende Zahnbewegung in allen drei Raumebenen berechnet werden. Die klinisch erreichte Zahnbewegung wurde anschließend mit der mit dem mathematischen Modell prognostizierten Zahnbewegung verglichen.

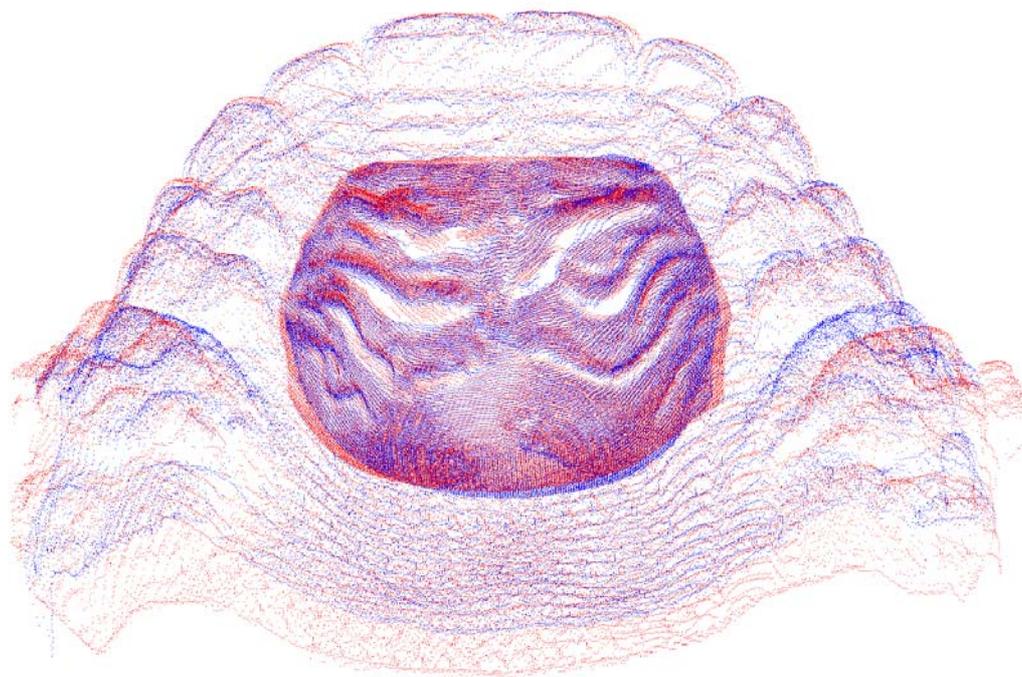


Abb. 25: Die Überlagerung der Punktwolken der gescannten Modelle, Anfangs- und Abschlussmodell, und das Matching am Gaumen.

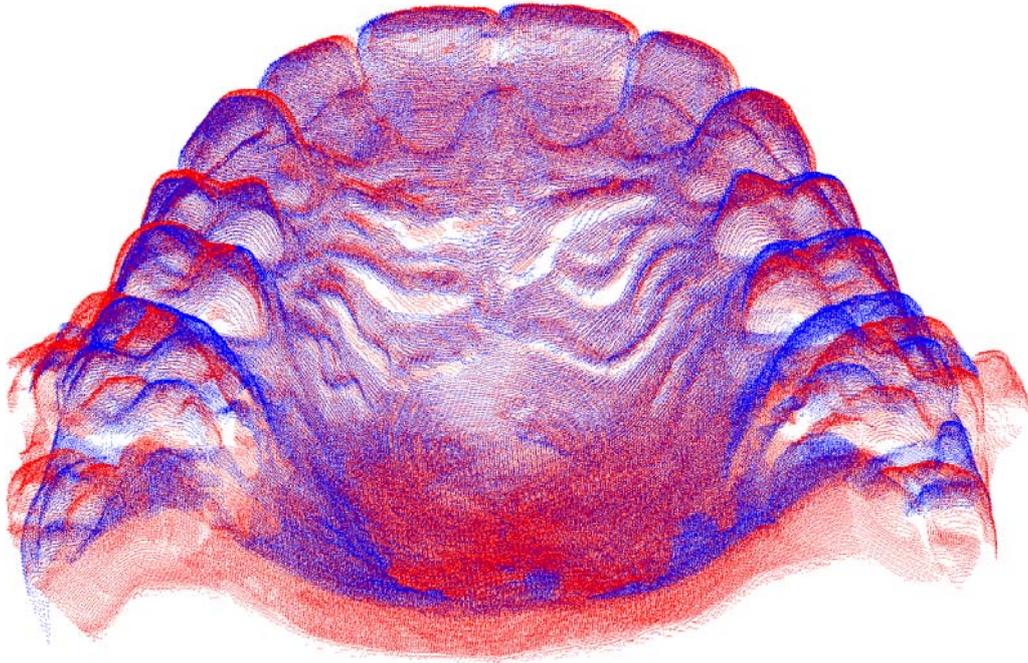


Abb. 26: Die gescannten Modelle nach der Überlagerung des Anfangs- und Abschlussmodells. Deutlich ist die Veränderung der Position der ersten bleibenden Molaren zu sehen.

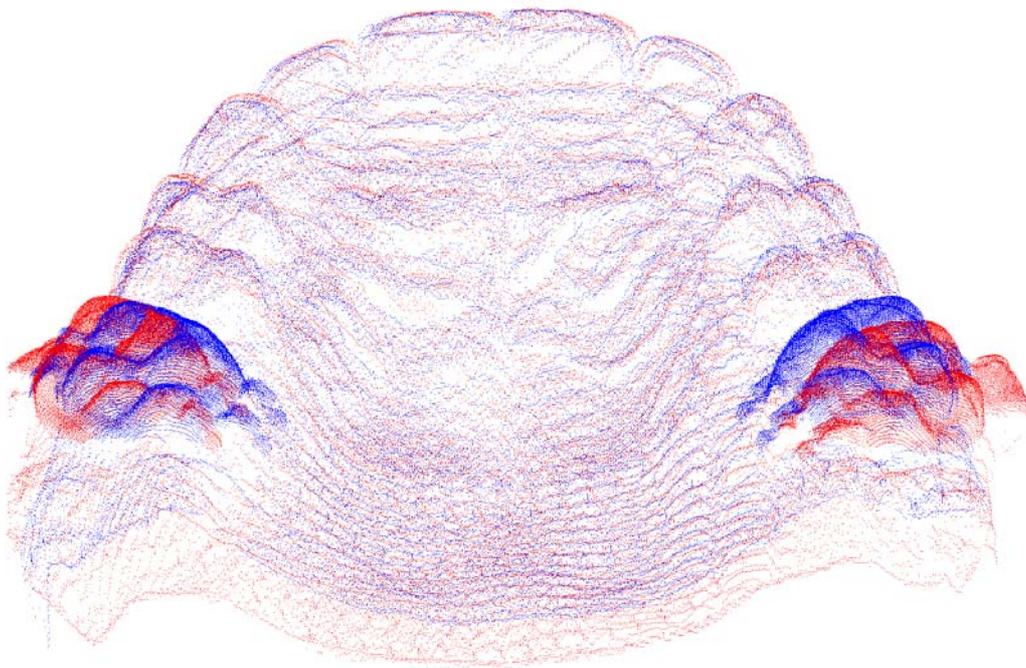


Abb. 27: Die Punktwolken nach Bearbeitung, so dass die ersten bleibenden Molaren am deutlichsten zu erkennen sind, und die Veränderung deren Position ersichtlich ist.

3.10 Festlegung des Koordinatensystems und Auswertung

Ein Koordinatensystem sowohl für die experimentelle Zahnbewegung als auch für die klinische Zahnbewegung wurde für jeden der beiden ersten Molaren des Oberkiefers festgelegt (Abb.28). Somit konnte die Größe und die Richtung der Zahnbewegungen in allen drei Raumebenen einheitlich festgelegt werden.

Der Zeitpunkt der klinisch erreichten Zahnbewegung nach zwölf Wochen kann im OMSS nicht bestimmt werden. Um einen Vergleich zwischen klinischer Zahnbewegung und der im OMSS simulierten Zahnbewegung zu ermöglichen, diente als Referenz die klinisch erreichte Expansion nach zwölf Wochen, die Translation in der x-Achse (T_x). Als Referenzpunkt wurde der Bracketmittelpunkt gewählt, so dass der direkte Vergleich der im OMSS simulierten Expansion mit der klinischen Expansion möglich war. Im OMSS wurde der Schritt der Simulationsbewegung ausgewählt, in dem die Expansion genau so groß war wie am Ende der Behandlung, beziehungsweise nach zwölf Wochen.

Dieser Schritt der Simulation wurde als Ende der zwölfwöchigen Behandlung betrachtet und die erreichte Zahnstellung in allen drei Raumebenen mit der klinischen Situation verglichen. Die zu dem Zeitpunkt errechneten Translationen und Rotationen in den anderen Achsen wurden mit den jeweiligen Translationen und Rotationen der klinischen Situation verglichen.

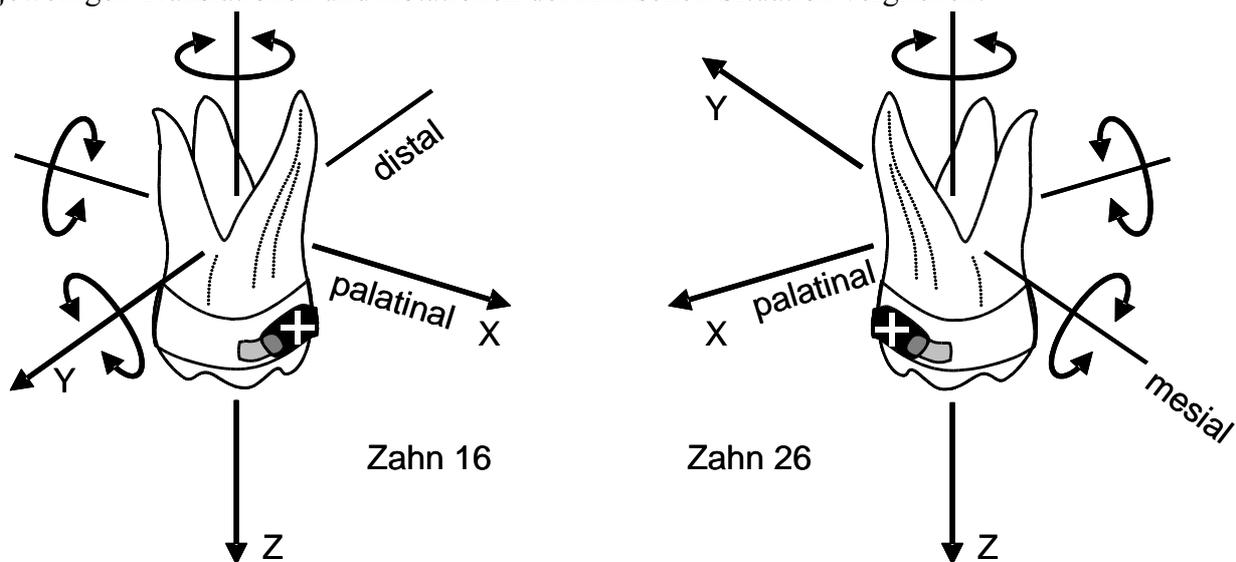


Abb. 28: Das Koordinatensystem bei Zahn 16 und bei Zahn 26, wie es verwendet wurde, um die Zahnbewegungen in allen drei Raumebenen zu beschreiben.

4 Ergebnisse

Nach einer Darstellung der klinisch erzielten Bewegung wird im Folgenden zunächst ein repräsentatives Beispiel eines Patienten, bei dem eine symmetrische Erweiterung durchgeführt wurde, vorgestellt und im Anschluss insgesamt die Ergebnisse für alle symmetrischen Fälle. Des Weiteren wird auch für die asymmetrische Erweiterung ein Fallbeispiel vorgestellt und danach insgesamt die Ergebnisse für die asymmetrische Expansion.

4.1 Symmetrische Expansion

4.1.1 Erreichte Korrektur der Fehlstellung nach zwölf Wochen

Klinisch konnte bei allen Patienten, bei denen eine symmetrische Erweiterung durchgeführt wurde, nach zwölf Wochen eine fast vollständige Korrektur der transversalen Breitendiskrepanz beobachtet und nachgemessen werden.

Bei Patient 3 lag beidseitig bei 16 und 26 ein Kopfbiss zu 46 und 36 vor, der nach zwölf Wochen komplett korrigiert war. Bei Patient 7 konnte klinisch vor Beginn der kieferorthopädischen Behandlung beidseitig ein Kreuzbiss von 16 zu 46 und 26 zu 36 festgestellt werden. Zwölf Wochen nach dem Einsetzen des aktivierten Transpalatinalbogens standen die Zähne in Kopfbiss-Relation.

Bei den Patienten 4, 8, 9 und 10 lag nicht nur eine transversale Breitendiskrepanz vor, sondern auch eine ausgeprägte symmetrische Distalokklusion (Angle Klasse II) von einer dreiviertel Prämolarenbreite bis zu einer Prämolarenbreite. In diesen Fällen war ein zu weit ventral liegender Oberkiefer, ein zu weit dorsal liegender Unterkiefer oder eine Kombination dieser beiden Abweichungen in unterschiedlichem Ausmaß die Ursache der vorliegenden Fehlstellung. Ein Kopf- oder Kreuzbiss im Molarenbereich war nicht unbedingt vorhanden. Die transversale Breitendiskrepanz zwischen Oberkiefer und Unterkiefer wird erst ersichtlich wenn man den Patienten bei neutraler Relation der Molaren analysiert. Erst in dieser Relation ist ersichtlich, dass die Breite der beiden Kiefer nicht zueinander passt und ein Kopf- oder Kreuzbiss bei Neutralokklusion vorliegen würde.

Tabelle 1 zeigt die gemessene transversale Diskrepanz vor der Behandlung und die erreichte Erweiterung nach 12 Wochen mit dem Transpalatinalbogen, wie sie klinisch am Patientenmodell gemessen wurde. Diese klinisch gemessene Erweiterung ist eine Summation aus transversaler Expansion (Abb. 31) und Bukkalkippung der ersten Molaren im Oberkiefer (Abb. 32). Bei drei von sechs Fällen konnte eine vollständige Korrektur erreicht werden. Bei den übrigen drei Patienten war nach zwölf Wochen nur noch eine minimale Diskrepanz vorhanden, die im weiteren Verlauf der Behandlung mit dem selben Bogen auch korrigiert werden konnte.

| | Pat. 3 | Pat. 4 | Pat. 7 | Pat. 8 | Pat. 9 | Pat. 10 |
|------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|
| Transversale Diskrepanz (mm) | 5,6 | 4,3 | 6,7 | 4,3 | 7,4 | 6,3 |
| Erreichte Expansion (mm) | 4,7 | 4,7 | 3,7 | 5,0 | 4,2 | 4,7 |

Tab. 1: Transversale Breitendiskrepanz zwischen Oberkiefer und Unterkiefer und nach zwölf Wochen erreichte Erweiterung bei symmetrischer Erweiterung gemessen am Patientenmodell.

4.1.2 Fallbeispiel bei symmetrischer Expansion

Bei Patient 7, der hier als Beispiel betrachtet werden soll, lag ein beidseitiger Kreuzbiss im Bereich der ersten Molaren vor. Die transversale Breitendiskrepanz betrug vor Beginn der Behandlung 6,7 mm und es konnte in zwölf Wochen klinisch eine Erweiterung von 3,7 mm erreicht werden.

Die Korrektur der Fehlstellung erfolgte primär durch die expandierende Kraft F_x , das Kraftsystem bestand demnach vorwiegend aus den expandierenden Kräften und den Drehmomenten um die y-Achsen der beiden Molaren, die deren Kronen nach bukkal kippten.

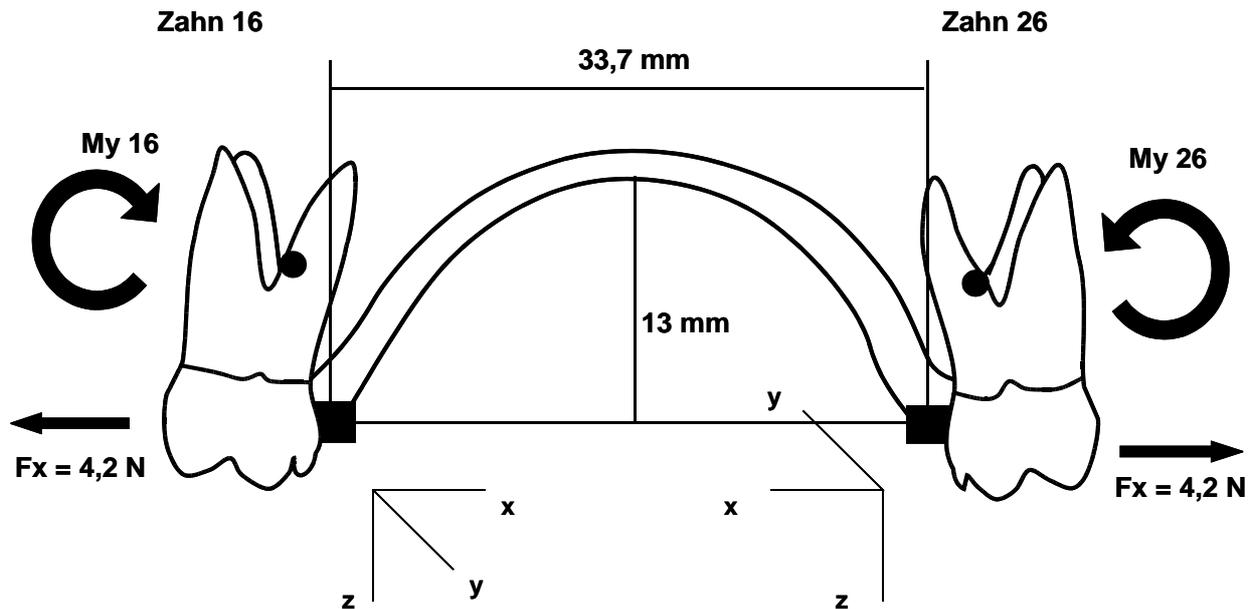


Abb. 29: Das erwünschte Kraftsystem bei Patient 7. Durch die expandierende Kraft von 4,2N und den Abstand des Kraftangriffspunktes vom Widerstandszentrum entsteht unter anderem ein Drehmoment das die Molarenkrone nach bukkal kippt.

In Abbildung 29 sieht man das erwünschte Kraftsystem, welches durch die Aktivierung des Transpalatinalbogens realisiert werden sollte. Die expandierende Kraft (F_x) betrug initial 4,2 N und das durch den Abstand des Angriffspunktes der Kraft vom Widerstandszentrum des Zahnes resultierende Drehmoment konnte errechnet werden. Bei der Simulationsbewegung die im OMSS durchgeführt wurden, wurde angenommen, dass dieser Abstand zwischen Kraftangriffspunkt am Bracket und Widerstandszentrum des Zahnes 7mm beträgt. Im OMSS konnte das Drehmoment am Bracket um die y-Achse gemessen werden. Im Anschluss wurde das am Widerstandszentrum des Zahnes wirkende Drehmoment errechnet. Bei Patient 7 betrug das gemessene Drehmoment $M_y 16$ am Bracket um die y-Achse des Zahnes 16 -11,2 Nmm und die expandierende Kraft 4,2 N. Somit wurde errechnet, dass das Drehmoment M am Widerstandszentrum des Zahnes 16 -40,5 Nmm betrug [$M = (F_x \cdot r) + M_y = (-4,2 \cdot 7) + (-11,2) = -40,5$ Nmm]. Für den Zahn 26 wurde auch ein Drehmoment von -39,2 Nmm errechnet. Das negative Vorzeichen beschreibt die Richtung des Drehmomentes. Im vorliegenden Fall wurde also die Molarenkrone nach bukkal gekippt.

Die vertikalen Kräfte und die daraus resultierende Intrusion und Extrusion waren nicht von klinischer Relevanz. Die am Bracket gemessenen Kräfte und Drehmomente und auch die daraus resultierenden Komponenten der Zahnbewegung sind zusammenfassend in Tabelle 2 dargestellt.

Beim Vergleich der klinisch erreichten Expansion, bukkalen Kippung, Extrusion und Mesialrotation mit den Werten der im OMSS simulierten Zahnbewegung wird deutlich, dass eine gute Übereinstimmung vorliegt und somit eine gute Vorhersagbarkeit gegeben ist. Die errechnete Expansion lag bei 3,9 mm und die klinisch erreichte Expansion nach zwölf Wochen betrug 3,7 mm. Mit nur kleinen Unterschieden war die vom OMSS errechnete Bukkalkippung, Extrusion und Mesialrotation nur minimal größer als die klinisch erreichten Werte, wie in Tabelle 2 zu erkennen ist.

| Initiales Kraftsyst. am Bracket | Fx 16 | Fx 26 | My 16 | My 26 | Fz 16 | Fz 26 | Mz 16 | Mz 26 |
|---------------------------------|----------------|--------|-------------------|-----------|----------------|--------|--------------------|---------|
| | | -4,2 N | -4,2 N | -40,5 Nmm | -39,2 Nmm | -0,1 N | 0,1 N | 4,0 Nmm |
| | Expansion (mm) | | Bukkalkippung (°) | | Extrusion (mm) | | Mesialrotation (°) | |
| | Tx 16 | Tx 26 | Ry 16 | Ry 26 | Tz 16 | Tz 26 | Rz 16 | Rz 26 |
| klinisch | -1,9 | -1,8 | -5,0° | -5,6° | 0,4 | 0,6 | 3,7° | 0,7° |
| OMSS | -1,9 | -1,9 | -9,3° | -7,7° | 0,7 | 0,6 | 2,5° | 3,8° |

Tab. 2: Die initial gemessenen Kräfte und Drehmomente und die klinisch erreichte Zahnbewegung im Vergleich zu der im OMSS simulierten Zahnbewegung bei Patient 7.

4.1.3 Initiale Kraftsysteme und erreichte Expansion

Mit einer Aktivierung von ca. 10 mm bei allen Bögen entstanden initial Kräfte von 3,8 bis 4,4 N. Die Korrektur der Fehlstellung erfolgte primär entlang der expandierenden Kraft nach bukkal. Das zur Wirkung kommende Kraftsystem am Widerstandszentrum der Zähne bestand demnach vorwiegend aus dieser expandierenden Kraft und dem durch den Abstand des Kraftangriffspunktes vom Widerstandszentrum entstandene Drehmoment. Die Zahnkrone kippt nach bukkal und

die Wurzelspitze nach palatinal. Bei den gemessenen Werten handelt es sich um die nach Einbinden des Transpalatinalbogens initial auftretenden Kräfte und Drehmomente. Unmittelbar nach dem Einsetzen der Zahnbewegung kommt es zu einer kontinuierlichen Änderung des Kraftsystems. Hieraus kann nicht unmittelbar auf die resultierende Zahnbewegung geschlossen werden. Dennoch muss davon ausgegangen werden, dass das initiale Kraftsystem die beginnende Bewegung der Zähne entscheidend bestimmt.

In den sechs Fällen der symmetrischen Expansion konnte klinisch eine Erweiterung zwischen 3 mm und 5,5 mm gemessen werden (Abb. 30). Es handelt sich hierbei um die gesamte klinische transversale Erweiterung des Zahnbogens im Bereich der ersten bleibenden Molaren im Oberkiefer, der Summe aus Expansion des rechten und linken Molaren.

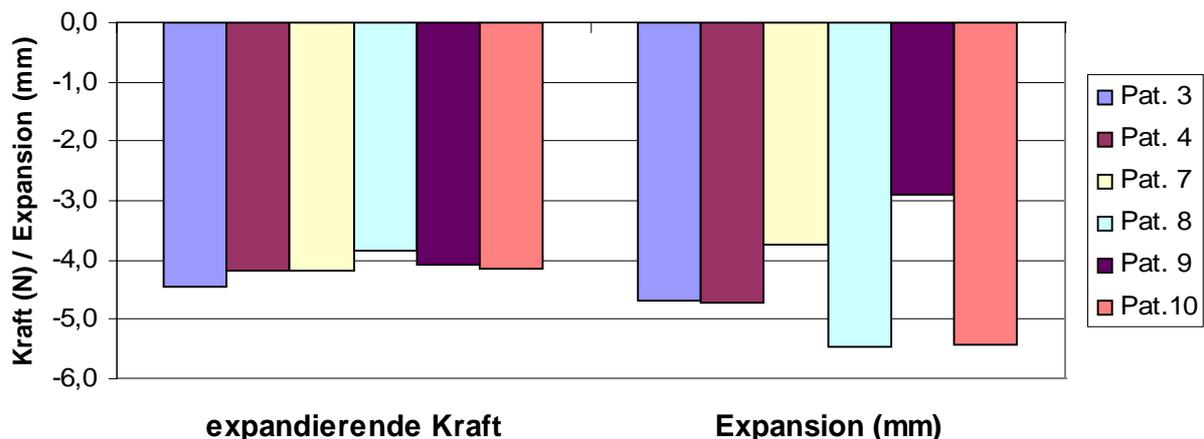


Abb. 30: Größe der expandierenden Kräfte und der klinisch erreichten Expansion nach zwölf Wochen bei symmetrischer Aktivierung des Transpalatinalbogens.

4.1.4 Vergleich der klinischen Situation und der simulierten Bewegung

Für jeden Patienten wurden zwei möglichst gleich aktivierte Transpalatinalbögen hergestellt und im OMSS vermessen. Nach der Bestimmung des initialen Kraftsystems am Bracket und der Simulation der resultierenden Zahnbewegung wurde der Bogen beim Patienten eingesetzt, der am genauesten das erwünschte Kraftsystem und die erwünschte Zahnbewegung erzeugen konnte.

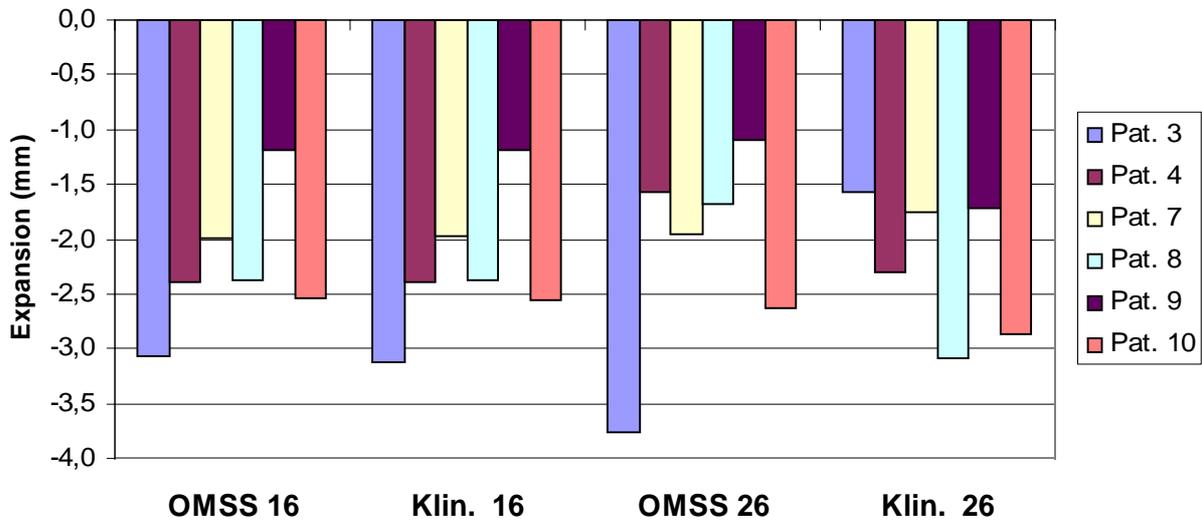


Abb. 31: Die im OMSS experimentell errechnete Expansion bei den Zähnen 16 (OMSS 16) und 26 (OMSS 26) im Vergleich zu der klinisch erreichten Expansion (Klin. 16 und Klin. 26) bei den Patienten, bei den eine symmetrische Erweiterung durchgeführt wurde.

Des Weiteren wurde die von diesem eingesetzten Bogen resultierende experimentell simulierte Zahnbewegung mit der klinischen Zahnbewegung verglichen und die Ergebnisse in den folgenden Diagrammen dargestellt.

Sowohl die klinisch erreichte wie auch die im OMSS simulierte Zahnbewegung zeigte auf beiden Seiten vergleichbare Zahnbewegungen. In Abbildung 31 ist eine gute Übereinstimmung nicht nur der Bewegung des rechten (16) und linken (26) Molaren zu beobachten sondern auch der vom OMSS errechneten und simulierten Bewegung mit der klinischen Situation, mit nur kleinen Abweichungen in der Größe der expandierenden Bewegung. Nur bei Patient 3 hat bei der experimentell simulierten Zahnbewegung eine deutlich größere Expansion auf der linken Seite (OMSS 26) im Vergleich zu den anderen Patienten stattgefunden (Abb. 31).

Durch das entstehende Drehmoment am Widerstandszentrum resultierte gleichzeitig eine Kippung beider Molaren nach bukkal (siehe Abb. 32). In allen sechs Fällen war festzustellen, dass das Ausmaß der klinischen Kippung auf der rechten und linken Seite ungefähr gleich war und somit durchaus eine symmetrische Zahnbewegung stattfand. Klinisch erfuhren die Kronen der ersten Molaren im Durchschnitt bei symmetrischer Erweiterung eine Bukkalkippung von 10° . Die im OMSS gemessene Bukkalkippung der Zähne lag durchschnittlich bei $8,0^\circ$.

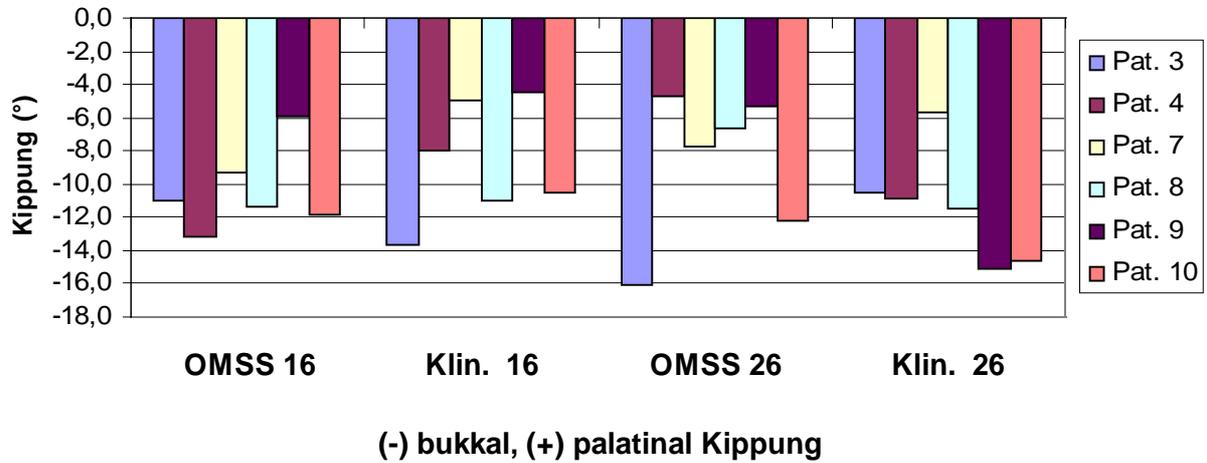


Abb. 32: Bukkalkippung der Kronen der Molaren in der experimentellen Simulation der Zahnbewegung im OMSS (OMSS 16 und 26) und in der klinischen Situation (Klin. 16 und 26).

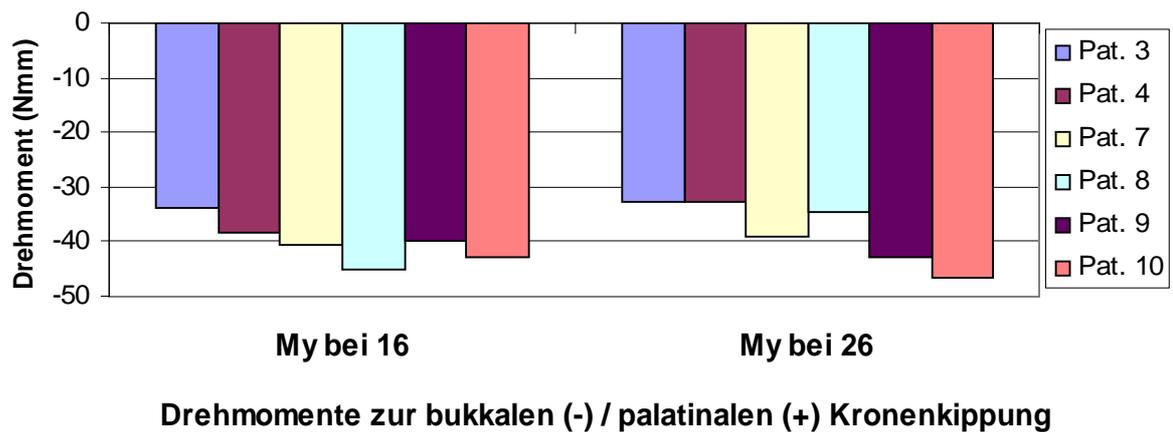


Abb. 33: Drehmomente zur Bukkal- (-) beziehungsweise Palatinalkipfung (+) der Molarenkronen bei symmetrischer Expansion.

Bei Vergleich der klinischen mit der simulierten Zahnbewegung (Abb. 32) wird deutlich, dass eine gute Übereinstimmung der Größe der Kippung vorlag und in allen Fällen die vorhergesagte Bukkalkippung der Molarenkronen auch klinisch stattfand. Die geringste klinische Kippung der Molaren lag bei $-4,5^\circ$ bei Patient 9 am Zahn 16 und die höchste bei $-15,1^\circ$ beim selben Patienten. Mögliche Gründe für diesen großen Unterschied sind weiter unten zu diskutieren. Im Durchschnitt sind die Kronen der beiden ersten Molaren bei symmetrischer Expansion 10° gekippt. Die für diese Kippung verantwortlichen Drehmomente lagen in der Größenordnung zwischen $-34,6$ und $-46,6$ Nmm (Abb. 33). Auch in diesem Fall handelte es sich um die Drehmomente, die am Widerstandszentrum der Zähne zur Wirkung kam. Die Größe dieser Drehmomente wurde errechnet wie in Abschnitt 4.1.1 für Patient 7 beschrieben.

4.1.5 Nebenwirkungen bei symmetrischer Expansion

Auch die Nebenwirkungen, die im Verlauf der Messungen und experimentellen Zahnbewegungen zu beobachten waren, wurden mit den klinisch aufgetretenen Nebenwirkungen verglichen.

Bei der symmetrischen transversalen Erweiterung waren insgesamt die vertikalen Nebenwirkungen im Sinne von Extrusion oder Intrusion der Molaren sehr gering und betragen im Durchschnitt für die klinische Zahnbewegung $0,7$ mm (Abb. 34). Bei der experimentell simulierten Zahnbewegung lagen die Veränderungen in der vertikalen Relation zwischen $0,5$ mm und $1,5$ mm. Die größte Veränderung in der vertikalen Relation fand klinisch bei Patient 3 statt und betrug $2,1$ mm Extrusion.

Bei allen Fällen konnte eine Übereinstimmung bezüglich der Richtung der vertikalen Nebenwirkungen, ob Intrusion oder Extrusion, festgestellt werden. In den meisten Fällen konnte auch die Größe der simulierten Intrusion bzw. Extrusion klinisch bestätigt werden. Zu betonen ist, dass meistens die errechnete und simulierte Veränderung in der vertikalen Relation größer war als die klinisch stattgefundenen Veränderung (Abb. 34). Mögliche Gründe dafür werden weiter unten diskutiert.

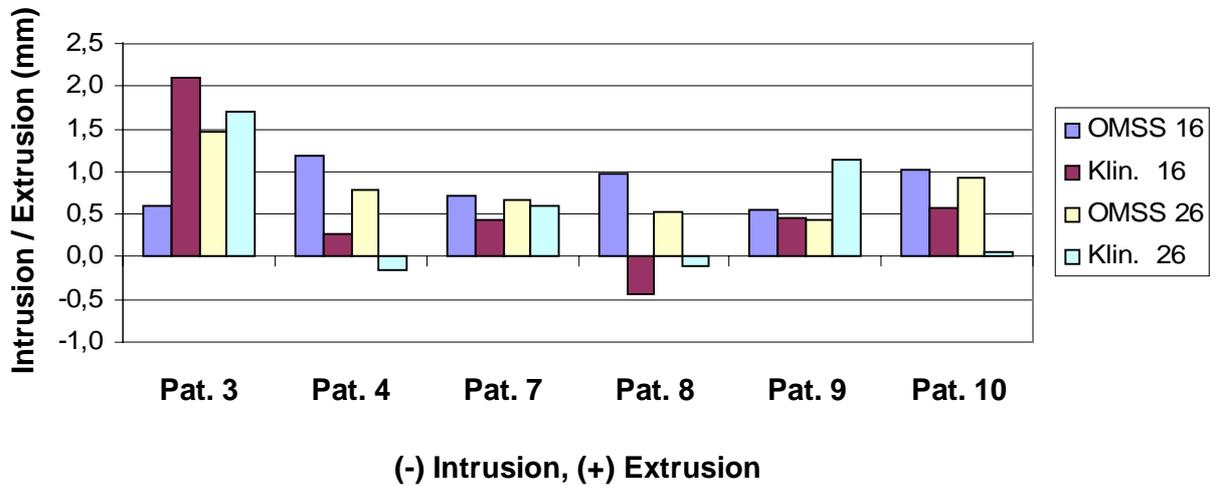


Abb. 34: Vertikale Nebenwirkungen bei symmetrischer Erweiterung. Die experimentell simulierte Extrusion und Intrusion der beiden Molaren (OMSS 16 und OMSS 26) im Vergleich zu der klinischen Extrusion und Intrusion (Klin. 16 und Klin. 26).

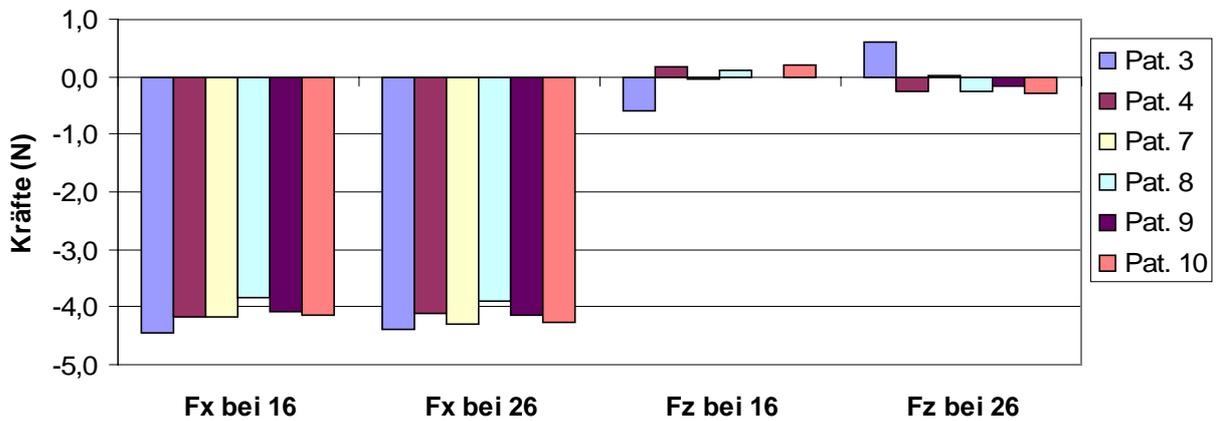


Abb. 35: Im selben Diagramm dargestellt die expandierenden Kräfte bei den Zähnen 16 und 26 (Fx bei 16 und Fx bei 26) und die vertikalen Kräfte bei den selben Zähnen (Fz bei 16 und Fz bei 26).

Wenn im selben Diagramm die expandierenden Kräfte entlang der x-Achse und die vertikalen Kräfte entlang der z-Achse dargestellt werden, ist der deutlicher Größenunterschied zu erkennen. Die vertikalen Kräfte, die bei der symmetrischen transversalen Erweiterung auftreten waren bei den untersuchten Fällen nicht größer als 0,6 N, während die expandierenden Kräfte bei 4 N lagen (Abb. 35).

Abbildung 36 zeigt die Rotation der Molaren um die z-Achse (Rz), beziehungsweise die Mesial- oder Distalrotation bei symmetrischer Expansion, wie sie klinisch stattgefunden hat und wie sie im OMSS errechnet und simuliert wurde. In fünf von sechs Fällen konnte klinisch eine mesial Rotation der beiden Molaren festgestellt werden. Nur bei den Patienten 3, 9 und 10 errechnete das OMSS eine Distalrotation die aber kleiner als 5° war. Klinisch hat nur bei Patient 10 eine Distalrotation von $4,5^\circ$ stattgefunden, wie sie von der Simulation vorhergesagt war. In allen Fällen lag eine gute Übereinstimmung der simulierten Zahnbewegung mit der klinischen Zahnbewegung vor (Abb. 36).

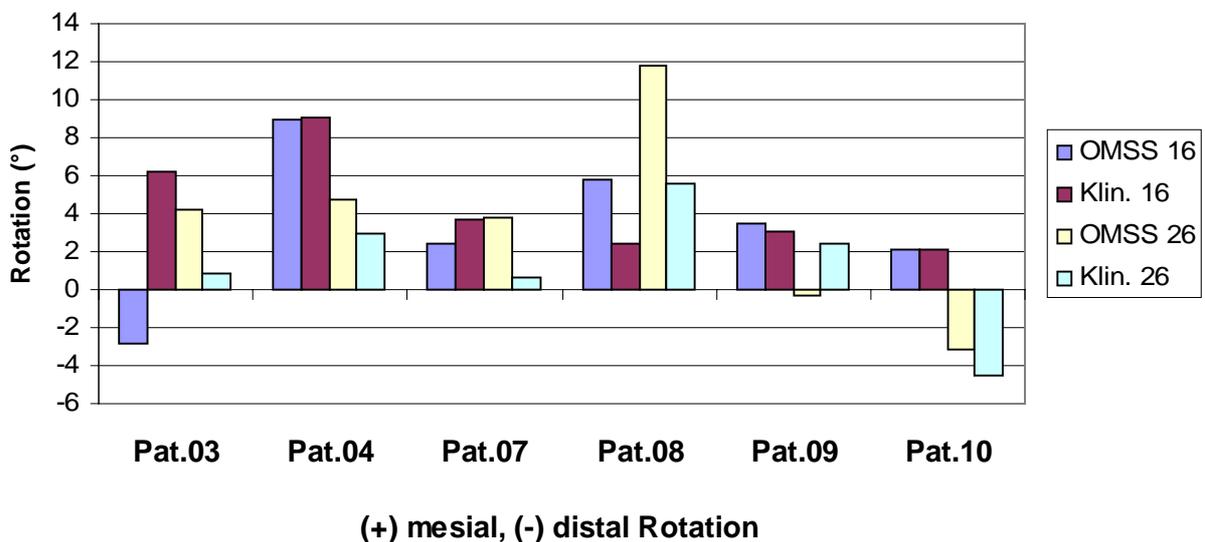


Abb. 36: Mesial- bzw. Distalrotation der Molaren bei symmetrischer Expansion in der experimentell simulierten Zahnbewegung und in der klinischen Situation.

4.2 Asymmetrische Expansion

4.2.1 Erreichte Korrektur der Fehlstellung nach zwölf Wochen

Bei allen vier Patienten lag vor Beginn der Behandlung ein einseitiger Kreuzbiss im Bereich der ersten Molaren vor, der bei zwei Patienten (Patient 1 und 6) im Zeitraum von zwölf Wochen vollständig korrigiert werden konnte. In den anderen beiden Fällen (Patient 2 und 5) konnte eine deutliche Verbesserung festgestellt werden, allerdings noch keine vollständige Korrektur. Bei diesen zwei Patienten lag nach zwölf Wochen ein Kopfbiss im Bereich der Molaren vor. Tabelle 3 zeigt die anfangs vorliegende transversale Breitendiskrepanz und die erreichte Erweiterung wie sie klinisch am Patientenmodell nachgemessen wurde. Diese transversale Erweiterung muss als Summation aus Expansion (Abb. 39) und Bukkalkippung (Abb. 42) gesehen werden. In allen vier Fällen konnte auch klinisch eine asymmetrische Expansion mit einer deutlich größeren Zahnbewegung auf der Seite des Kreuzbisses beobachtet werden.

| | Pat. 1 | Pat. 2 | Pat. 5 | Pat. 6 |
|-------------------------------|--------|--------|--------|--------|
| Transversale Diskrepanz (mm) | 4,6 | 6,1 | 5,5 | 3,4 |
| Transversale Erweiterung (mm) | 4,6 | 4,0 | 3,5 | 3,5 |

Tab. 3: Transversale Breitendiskrepanz zwischen Oberkiefer und Unterkiefer und nach 12 Wochen erreichte Erweiterung bei asymmetrischer Erweiterung.

4.2.2 Fallbeispiel bei asymmetrischer Expansion

Bei Patient 5, der hier als Beispiel einer asymmetrischen Erweiterung betrachtet werden soll, lag ein einseitiger Kreuzbiss bei Zahn 16 zu Zahn 46 vor. In diesem Fall betrug die transversale Breitendiskrepanz im posterioren Bereich 5,5 mm. In zwölf Wochen konnte eine Erweiterung von 3,5 mm erreicht werden, womit die Malokklusion zum größten Teil korrigiert war und die Zähne letztendlich in Kopfbiss-Relation standen.

In diesem Fall war eine einseitige Expansion, nur auf der Seite des Kreuzbisses, erwünscht (Zahn 16). Wie in Abbildung 37 zu erkennen ist, wurde bei dem Patienten ein Transpalatinalbogen mit einer Höhe von 14 mm und einer Breite von 32,2 mm, in passivem Zustand gemessen, eingesetzt. Die expandierende Kraft (F_x) betrug in diesem Beispiel 4,2 N (Tab. 4). Auf der Verankerungsseite erhielt der Transpalatinalbogen eine Torque-Aktivierung zur Aufrichtung des Zahnes 26. Es entstand ein Drehmoment M_y 26 das die Molarenkrone nach palatinal kippte und die Wurzel nach bukkal. Somit sollte die Expansion auf der Verankerungsseite vermieden werden und eine asymmetrische Expansion bei Zahn 16 stattfinden.

| Initiales Kraftsyst. am Bracket | F_x 16 | F_x 26 | M_y 16 | M_y 26 | F_z 16 | F_z 26 | M_z 16 | M_z 26 |
|---------------------------------|----------------|----------|-------------------------------|----------|---------------------------|----------|--------------------|-----------|
| | -4,2 N | -4,2 N | -40,2 Nmm | 9,7 Nmm | 1,6 N | -1,6 N | -18,4 Nmm | -17,8 Nmm |
| | Expansion (mm) | | Bukkal-/Palatinal-Kippung (°) | | Extrusion / Intrusion(mm) | | Mesialrotation (°) | |
| | T_x 16 | T_x 26 | R_y 16 | R_y 26 | T_z 16 | T_z 26 | R_z 16 | R_z 26 |
| klinisch | -3,9 | -0,1 | -5,9° | 8,4° | 0,5 | -1,6 | 14° | 9,8° |
| OMSS | -3,4 | -1,5 | -9,8° | 1,9° | 1,2 | -0,5 | 4,9° | 4,1° |

Tab. 4: Die initial gemessenen Kräfte und Drehmomente und die klinisch erreichte Zahnbewegung im Vergleich zu der im OMSS simulierten Zahnbewegung bei Patient 5.

Wie bereits weiter oben beschrieben wurde, konnten mit Hilfe der vom OMSS am Bracket gemessenen Drehmomente auch die am Widerstandszentrum der Zähne wirkenden Drehmomente errechnet werden. Es ergab sich am Zahn 16 ein Drehmoment M_y 16 von -40,2 Nmm mit Bukalkippung der Krone und auf der Verankerungsseite, am Zahn 26, ein Drehmoment M_y 26 von 9,7 Nmm mit Palatinalkippung der Krone des Molaren (Abb. 37 und Tab. 4).

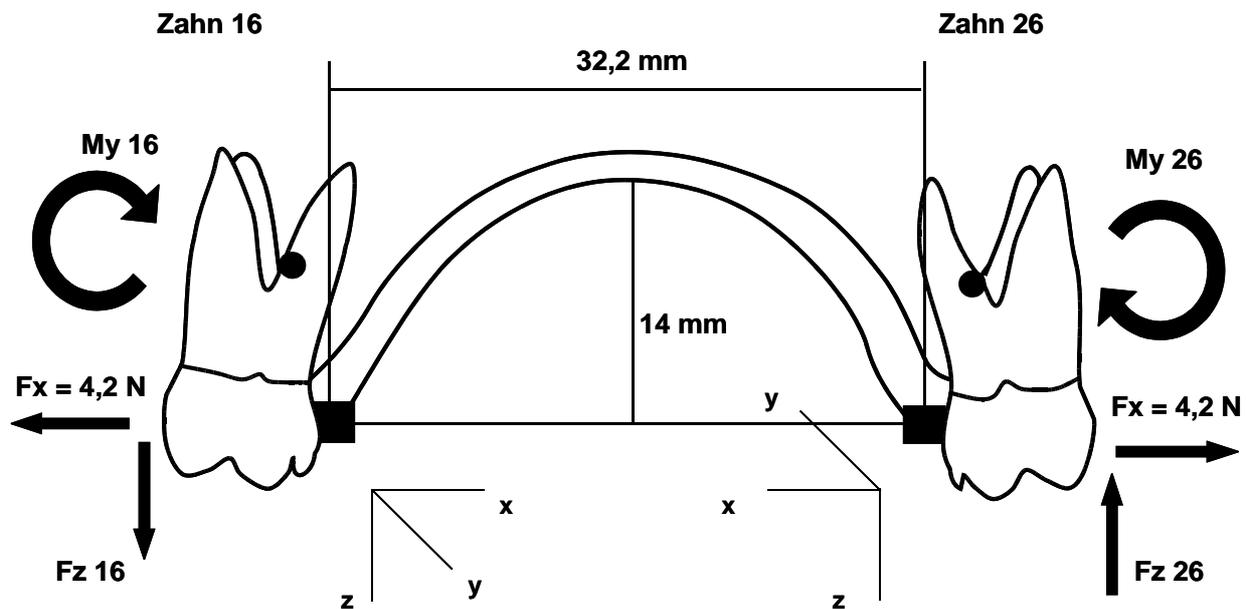


Abb. 37: Das erwünschte Kraftsystem für die asymmetrische Expansion bei Patient 5. Der einseitige Kreuzbiss des Zahnes 16 sollte behoben werden.

Es ist allerdings wichtig herauszustellen, dass durch den eingebogenen Torque Vertikalkräfte entstanden, die einen Einfluss auf die Zahnbewegung haben. Es entstand eine intrudierende Kraft Fz_{26} von 1,6 N, in diesem Beispiel auf der Verankerungsseite und eine extrudierende Kraft Fz_{16} von ebenfalls 1,6 N auf der Bewegungsseite (Abb. 37).

Mit dieser Aktivierung konnte eine asymmetrische Erweiterung durchgeführt werden. Somit konnte in diesem Beispiel nach zwölf Wochen auf der Bewegungsseite eine Expansion von 3,9 mm und eine Kippung der Krone nach bukkal von $6,0^\circ$ erreicht werden, während die Expansion auf der Verankerungsseite nur 0,1 mm betrug und es gleichzeitig zu einer Kippung der Krone nach palatinal (Aufrichtung) von $8,4^\circ$ gekommen ist.

Was die vertikalen Nebenwirkungen bei dieser asymmetrischen Zahnbewegung betrifft, konnte auf der Bewegungsseite eine Extrusion von 0,5 mm und auf der Verankerungsseite eine Intrusion des Molaren um 1,6 mm gemessen werden. Diese Veränderungen in der vertikalen Relation waren sehr gering und haben sich klinisch nicht bemerkbar gemacht. In der sagittalen Ebene wurde bei dem Zahn 16 eine Rotation nach mesial von 14° und bei Zahn 26 (Verankerungsseite) eine Rotation ebenfalls nach mesial von $9,7^\circ$ festgestellt.

4.2.3 Initiale Kraftsysteme und erreichte Expansion

In allen Fällen der asymmetrischen Expansion lag klinisch ein einseitiger Kreuzbiss im Bereich der ersten Molaren vor. Zur asymmetrischen Expansion wurde auf der Verankerungsseite ein bukkaler Wurzeltorque eingebogen. Beim Einligieren des Palatinalbogens auf der Verankerungsseite stellt man fest, dass er auf der Bewegungsseite okklusal der Zähne zu liegen kommt (Abb. 38). Diese vertikale Differenz erzeugt eine extrudierende Kraft auf der Seite, auf der der Kreuzbiss vorliegt und eine intrudierende Kraft auf der Verankerungsseite, wie Abbildung 38 zeigt. Da der Torque auf beiden Seiten exakt kontrolliert werden muss, ist diese Mechanik schwerer einzustellen als die symmetrische Expansion. Zudem gilt sie wie bei der symmetrischen Aktivierung immer nur initial. Sobald sich die Zähne bewegen, ändert sich die Bracketposition und damit das resultierende Kraftsystem.

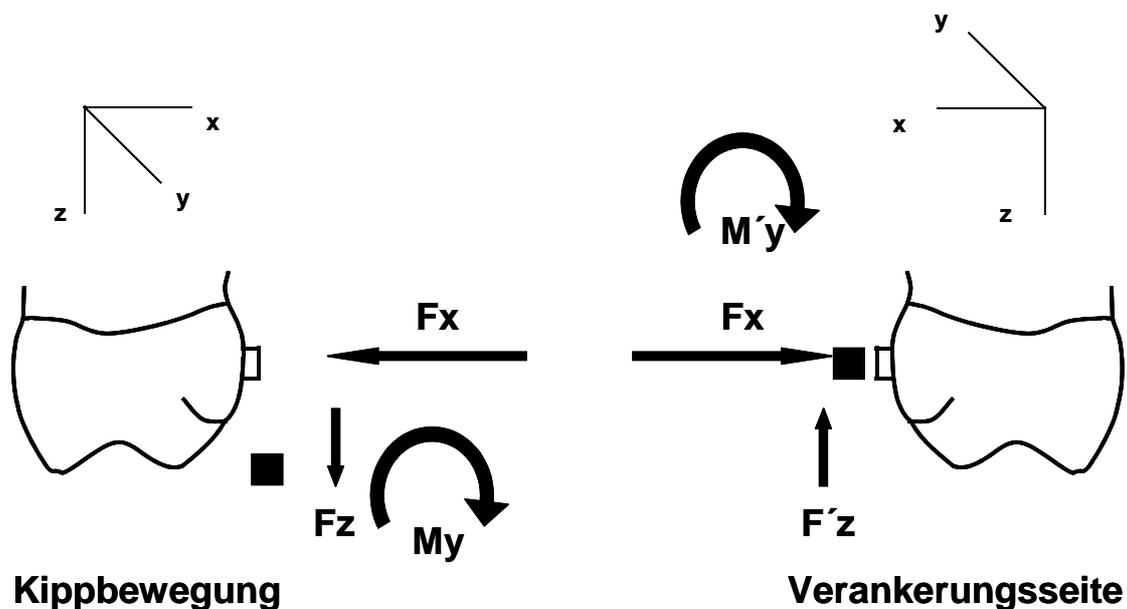


Abb. 38: Das erwünschte Kraftsystem bei asymmetrischer Expansion. Durch die Torque-Aktivierung auf der Verankerungsseite entsteht ein aufrechtendes Drehmoment M'_y . Auf der Verankerungsseite entsteht eine intrudierende Kraft F'_z und auf der Bewegungsseite (Kippbewegung) eine extrudierende Kraft F_z .

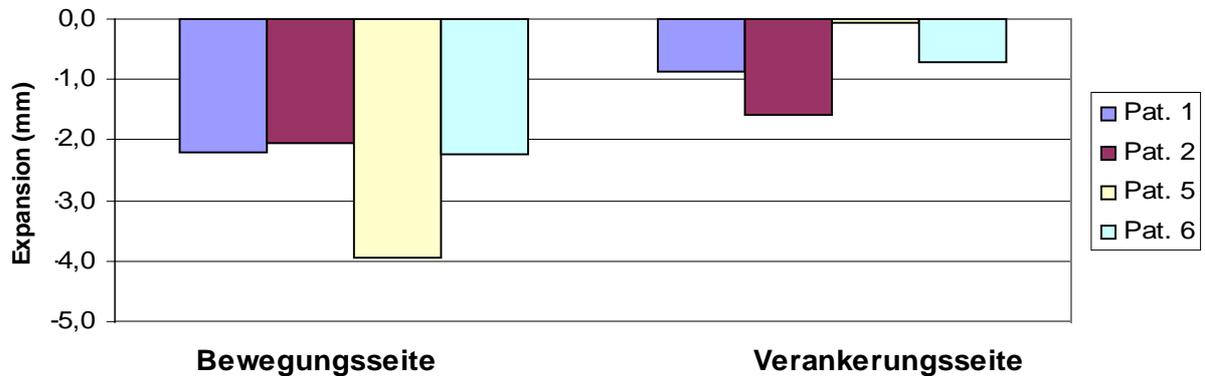


Abb. 39: Klinisch erreichte Expansion nach zwölf Wochen bei asymmetrischer Aktivierung auf der Verankerungsseite und auf der Seite mit der erwünschten Expansion (Bewegungsseite).

Mit der asymmetrischen Aktivierung konnte auf der Seite des Kreuzbisses in zwölf Wochen eine Erweiterung von durchschnittlich 2,6 mm erreicht werden (-3,9 bis 2 mm Abb. 39), auf der Verankerungsseite war die stattgefundenene Expansion deutlich kleiner und lag durchschnittlich bei 0,6 mm (-0,1 mm bis -1,6 mm, siehe Abb. 39). Nur bei Patient 2 hat auf beiden Seiten eine fast gleich große Expansion stattgefunden. Mögliche Gründe dafür werden weiter unten ausführlich diskutiert.

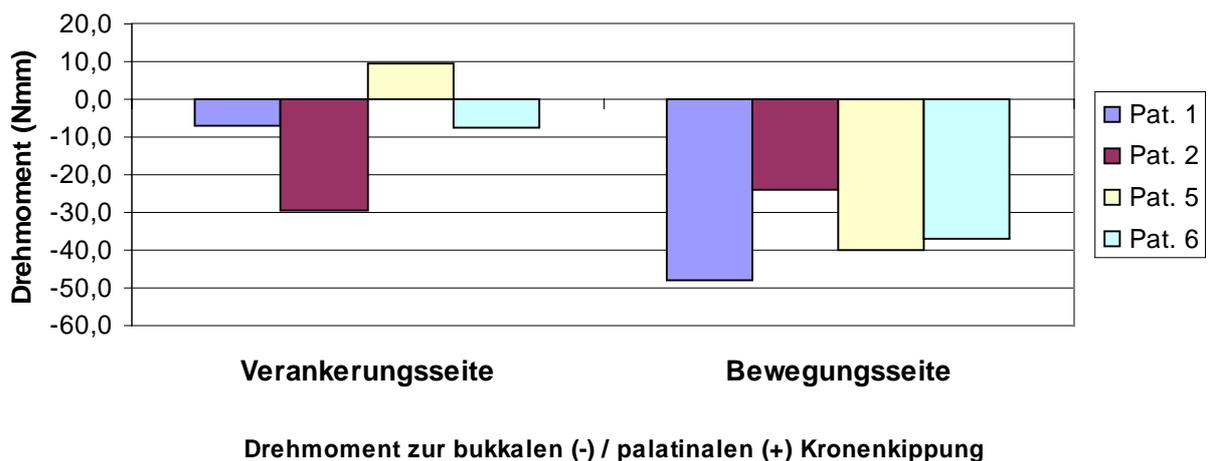


Abb. 40: Drehmomente um die y-Achse bei asymmetrischer Expansion am Widerstandszentrum der Zähne. Das Vorzeichen zeigt die Richtung des Drehmomentes, positiv bedeutet Drehmoment zur palatinaler Kronenkipfung und negativ bedeutet Drehmoment zur bukkalen Kronenkipfung.

Abbildung 40 zeigt, dass auf der Verankerungsseite Drehmomente am Widerstandszentrum auftraten, die deutlich kleiner waren als auf der Bewegungsseite. Auf der Verankerungsseite lagen die Drehmomente zwischen $-29,7$ Nmm und $9,7$ Nmm, während auf der Bewegungsseite die Drehmomente zwischen $-24,1$ Nmm und $48,1$ Nmm lagen. Nur bei Patient 2 wurde auf der Verankerungsseite ein Drehmoment von $-29,7$ Nmm mit bukkaler Kronenkipfung am Widerstandszentrum wirksam während auf der Seite, auf der die Expansion stattfinden sollte, bei diesem Patienten ein Drehmoment von $-24,1$ Nmm ebenfalls mit palatinaler Kronenkipfung nachgewiesen wurde. Nur bei Patient 5 konnte auf der Verankerungsseite ein Drehmoment von $9,7$ Nmm mit Palatinalkipfung der Krone errechnet werden. Zu betonen ist, dass es auf der Verankerungsseite zu deutlich kleineren Drehmomenten kam als auf der Bewegungsseite. Die Expansion auf der Bewegungsseite wurde dementsprechend von einer Bukkalkipfung der Molarenkrone unterstützt (Abb. 40).

4.2.4 Vergleich der klinischen Situation und der simulierten Bewegung

Wie bei der symmetrischen Erweiterung wurde auch in den Fällen mit asymmetrischer Expansion die Zahnbewegung im OMSS experimentell simuliert und mit der klinisch stattgefundenen Zahnbewegung verglichen. Alle vier Patienten, bei denen eine asymmetrische Korrektur durchgeführt wurde, zeigten das gleiche Muster sowohl in der experimentell simulierten Zahnbewegung als auch in der klinischen Situation, wie in Abbildung 41 ersichtlich ist. In allen vier Fällen lag eine sehr gute Übereinstimmung der klinischen und der experimentell simulierten Zahnbewegung vor. Nur sehr kleine Unterschiede sind festzustellen. Bei allen vier Patienten mit einem unilateralen Kreuzbiss konnte eine asymmetrische Expansion simuliert und auch erfolgreich klinisch durchgeführt werden.

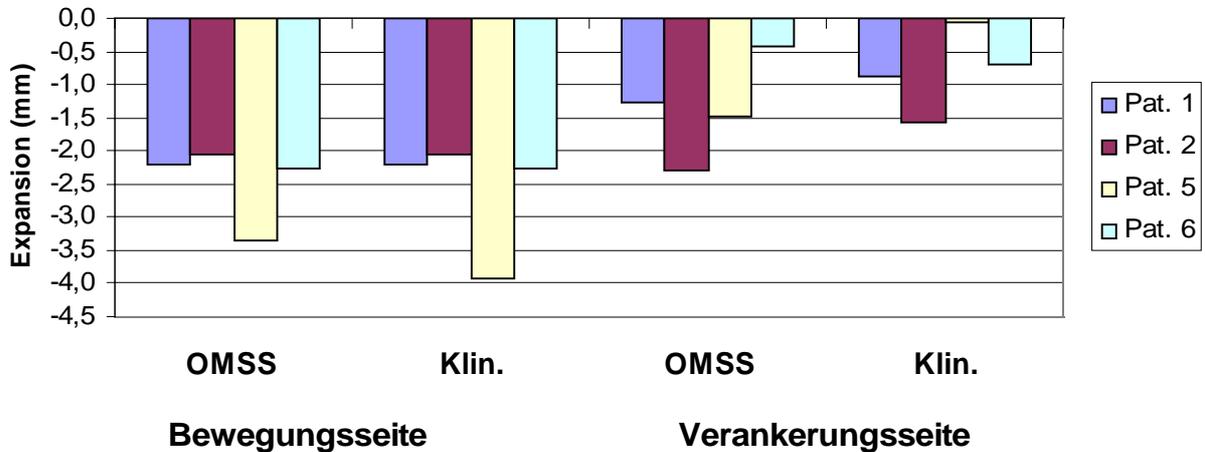


Abb. 41: Die experimentell simulierte Expansion (OMSS) im Vergleich zu der klinisch erreichten Expansion (Klin.) auf der Verankerungsseite und der Seite des einseitigen Kreuzbisses (Bewegungsseite) bei den Patienten mit einer asymmetrischen Erweiterung.

Durch die eingebrachten Drehmomente kam es in allen Fällen auf der Seite der erwünschten Expansion zu einer Kippung der Molarenkrone nach bukkal, die klinisch zwischen $5,6^\circ$ und $12,9^\circ$ lag (Abb. 42). Die Größe der im OMSS simulierten Bukkalkippung der Krone lag zwischen $7,5^\circ$ und $10,6^\circ$. Auf der Bewegungsseite konnte in Bezug auf die bukkale Kronenkipfung in allen vier Fällen eine sehr gute Übereinstimmung zwischen der simulierten und klinischen Zahnbewegung gefunden werden (Abb. 42). Auf der Verankerungsseite bei Patient 5 und 6 fand eine Kippung der Krone nach palatinal statt, beziehungsweise wie erwünscht und errechnet eine Aufrichtung der Zähne. Bei Patient 2 hat es klinisch auf der Verankerungsseite eher eine Bukkalkippung der Krone von $7,2^\circ$ gegeben (Abb. 42) die auch genauso vom OMSS simuliert und vorhergesagt worden war. Auch bei Patient 1 hat es auf der Verankerungsseite, eine klinisch eigentlich unerwünschte, Bukkalkippung von $4,4^\circ$ gegeben, die aber im Vergleich zu der Kippung auf der Bewegungsseite von $12,9^\circ$, nur sehr klein war.

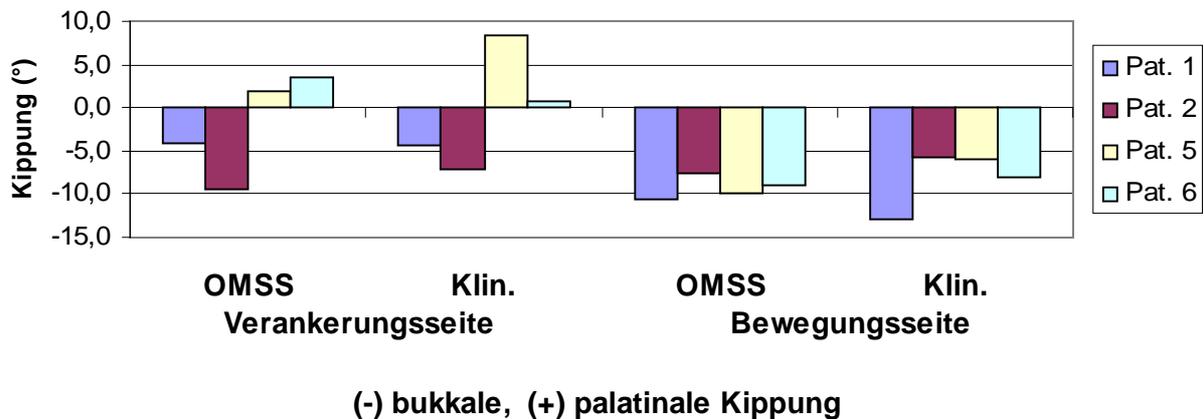


Abb. 42: Die Bukkal- / Palatinalkippung der Kronen der Molaren bei asymmetrischer Expansion in der experimentellen Simulation der Zahnbewegung im OMSS (OMSS) und in der klinischen Situation (Klin.).

4.2.5 Nebenwirkungen bei asymmetrischer Expansion

Im Fall der asymmetrischen Erweiterung sind die Momente auf beiden Seiten unterschiedlich und es entstehen vertikale Kräfte entlang der z-Achse (F_z), die die eine Seite extrudieren und die andere intrudieren, wie in Abbildung 38 zu sehen ist. Diese vertikalen Kräfte sind immer extrusiv auf der Seite, die die größere Expansion erfährt (Bewegungsseite) und intrusiv auf der Seite mit der geringeren Expansion (Verankerungsseite).

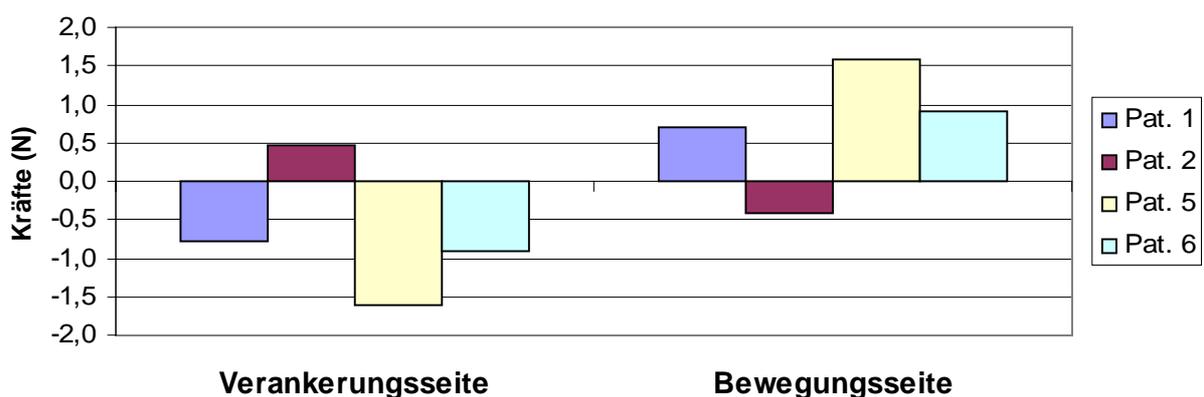


Abb. 43: Die ex- und intrudierenden Kräfte bei asymmetrischer Expansion auf der Verankerungsseite und der Seite mit der größeren Expansion (Bewegungsseite). Das Vorzeichen zeigt die Richtung der Kraft, (+) positiv steht für Extrusion und (-) negativ für Intrusion.

Abbildung 43 zeigt die im OMSS gemessenen vertikalen Kräfte bei den Patienten, bei denen eine asymmetrische Erweiterung durchgeführt wurde. Diese Kräfte lagen in der Größenordnung zwischen 0,4 N und 1,6 N und waren hiermit nur sehr klein. Bei drei der vier Fällen konnte wie erwartet auf der Verankerungsseite eine intrusive Kraft und auf der Bewegungsseite eine extrusive Kraft gemessen werden. Bei Patient 2 konnte dies nicht bestätigt werden. Auf beiden Seiten waren aber die gemessenen vertikalen Kräfte nicht größer als 0,5 N und somit nicht von klinischer Relevanz.

Die durch diese vertikalen Kräfte (Abb. 43) entstandene Extrusion und Intrusion in zwölf Wochen ist in Abbildung 44 ersichtlich. Auf der Verankerungsseite hat klinisch in allen Fällen eine Intrusion zwischen 0,6 mm und 1,9 mm stattgefunden, während auf der Seite mit der Expansion (Bewegungsseite) bei Patient 1 und 2 klinisch eine Intrusion von 0,3 mm und 0,8 mm stattgefunden hat. In den anderen beiden Fällen, Patient 5 und 6, konnte klinisch eine Extrusion von 0,5 mm nachgewiesen werden. Bei drei von vier Fällen konnte eine gute Übereinstimmung der im OMSS errechneten Zahnbewegung mit der klinischen Zahnbewegung festgestellt werden. Zu beachten ist, dass die im OMSS simulierte Extrusion in den Fällen 5 und 6 von 1,1 mm und 0,9 mm auf der Bewegungsseite klinisch letztendlich nur halb so groß war (Abb. 44).

Die in der sagittalen Richtung als Nebenwirkungen auftretenden Zahnbewegungen waren klinisch in allen Fällen relativ gering (Abb. 45). Was die Rotation der Molaren nach mesial oder distal während der Erweiterung betrifft, konnte festgestellt werden, dass in den meisten Fällen eine Mesialrotation stattfand. Nur bei Patient 1 kam es auf der Seite mit der Expansion zu einer minimalen Distalrotation von $1,4^\circ$ wie in Abbildung 45 zu erkennen ist. Die größten Rotationen konnte bei Patient 5 klinisch festgestellt werden und betrug 14° Mesialrotation auf der Bewegungsseite und $9,7^\circ$ Mesialrotation auf der Verankerungsseite. In allen anderen Fällen wo eine asymmetrische Expansion durchgeführt wurde, lagen die Rotationen der Molaren deutlich unter 7° (Abb. 45). Auch was die Mesial- oder Distalkippung der Molaren betrifft, wurden in allen Fällen Werte zwischen $0,4^\circ$ und $2,7^\circ$ gemessen.

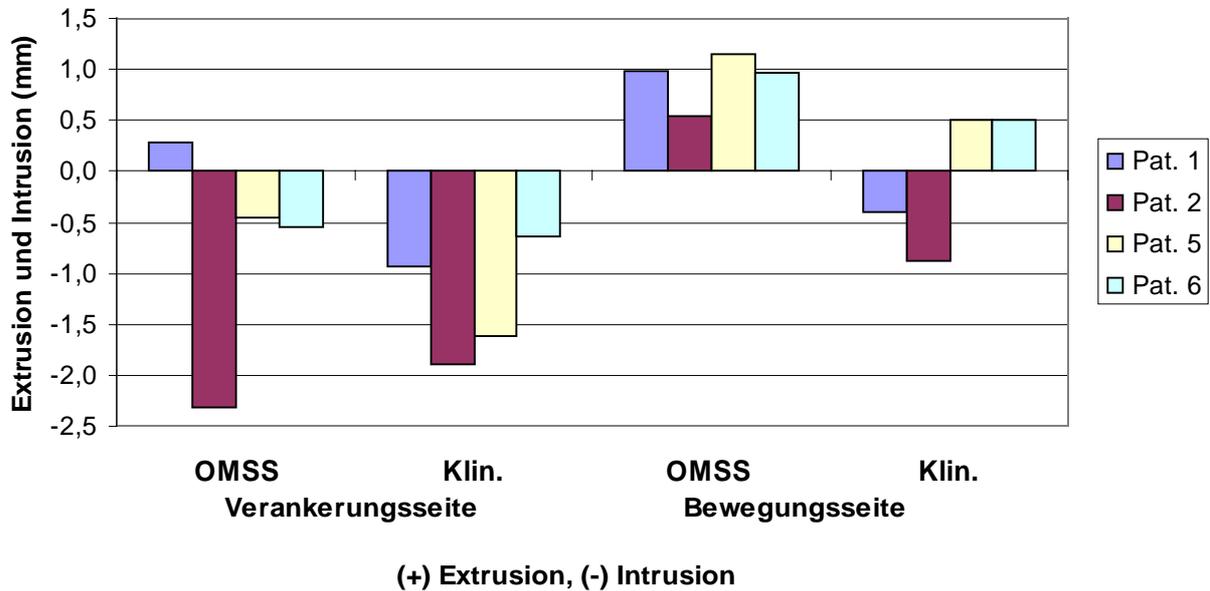


Abb. 44: Die Extrusion und Intrusion bei asymmetrischer Erweiterung bei der im OMSS simulierte Zahnbe-
wegung (OMSS) und in der klinischen Situation (Klin.) auf der Verankerungs- und der Bewegungsseite.

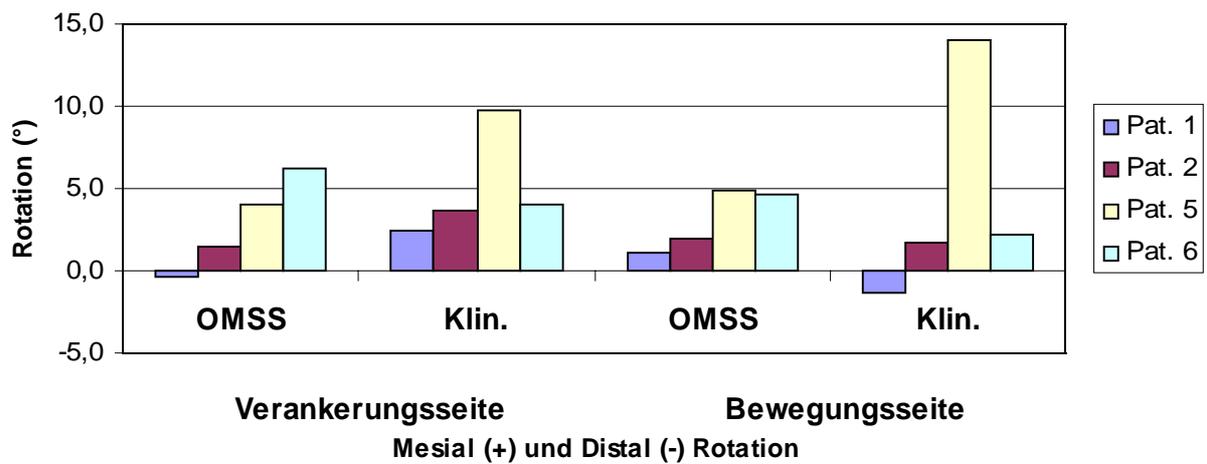


Abb. 45: Die Mesial- bzw. Distalrotation der Molaren bei asymmetrischer Expansion in der experimentell si-
mulierte Zahnbe-
wegung (OMSS) und in der klinischen Situation (Klin.).

4.3 Vergleich der Nebenwirkungen bei symmetrischer und asymmetrischer Erweiterung

Wenn in einem Diagramm die expandierenden Kräfte (F_x) und die auftretenden vertikalen Kräfte (F_z) dargestellt werden, wie in den Abbildungen 46 und 47, kann leicht erkannt werden, dass auch in den Fällen einer asymmetrischen Erweiterung die ex- oder intrusiven Kräfte, die zur Wirkung kommen, deutlich kleiner sind als die expandierenden Kräfte. In allen Fällen waren die vertikalen Kräfte nicht größer als 1,5 N. Bei symmetrischer Erweiterung konnte festgestellt werden, dass die vertikalen Kräfte noch geringer sind als bei der asymmetrischen Expansion. Nur bei Patient 3 wurden vertikale Kräfte von 0,6 N gemessen, während in den anderen Fällen der symmetrischen Erweiterung die vertikalen Kräfte sogar unter 0,3 N lagen (Abb. 47).

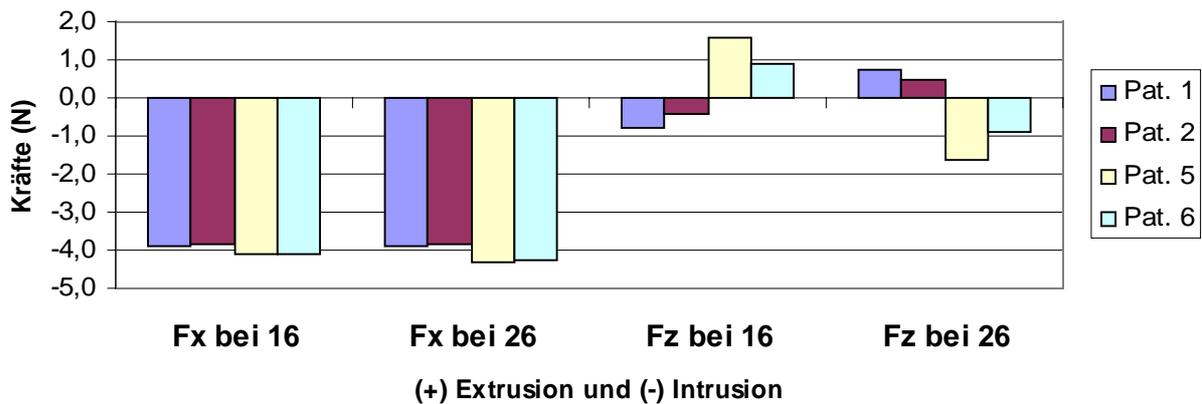


Abb. 46: Die expandierenden Kräfte (F_x) und vertikalen Kräfte (F_z) bei asymmetrischer Expansion zum Vergleich im selben Diagramm dargestellt.

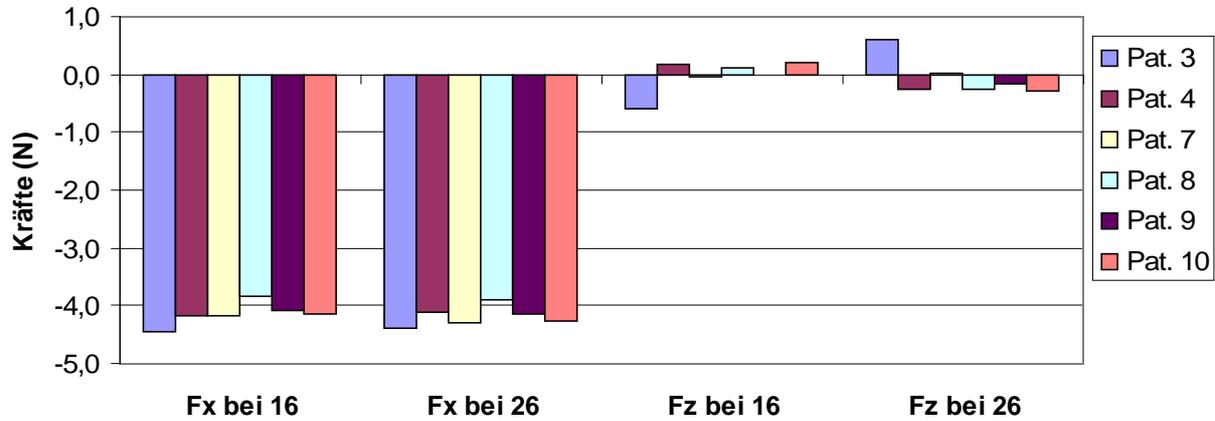


Abb. 47: Die expandierenden Kräfte (Fx) und vertikalen Kräfte (Fz) bei symmetrischer Expansion zum Vergleich im selben Diagramm dargestellt.

Ebenfalls interessant zu beobachten ist, dass in fast allen Fällen sowohl bei symmetrischer Aktivierung als auch bei asymmetrischer Aktivierung es zu einer Mesialrotation der Molaren kam. In den meisten Fällen war die klinisch stattgefundenene Mesialrotation nicht größer als 10° (Abb. 48).

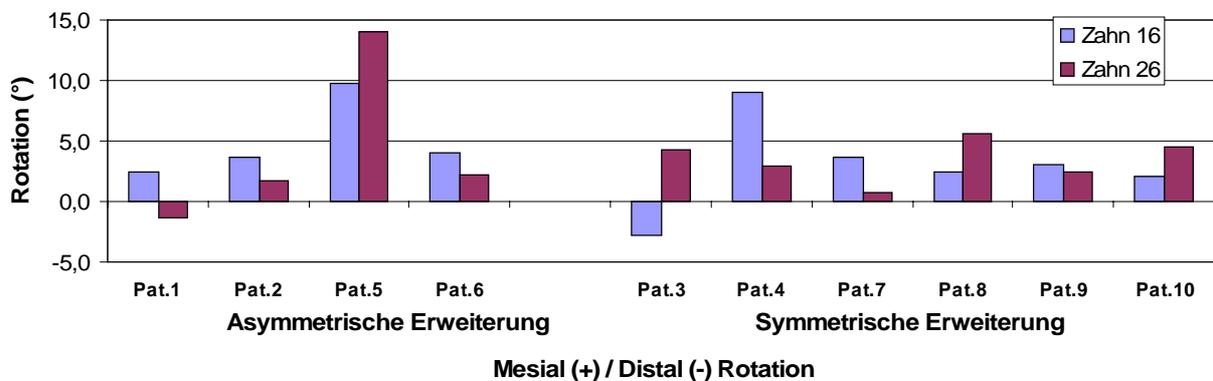


Abb. 48: Die Mesial- / Distal Rotation der Molaren bei asymmetrischer und symmetrischer Erweiterung wie sie klinisch stattgefunden hat.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Materialauswahl und der Methodik

Eine kieferorthopädische Apparatur besteht aus aktiven und passiven Elementen. Das aktive Element ist dabei der Teil, der für die Zahnbewegung zuständig ist, während das passive Element zur Verankerung dient und die Zähne umfasst, die nicht bewegt werden sollen. In der Literatur wurden folgende Anforderungen an eine Apparatur beschrieben: 1. Kontrolle über das Rotationszentrum, 2. Aufrechterhaltung relativ konstanter Belastungsgrößen [Burstone et al., 1961; Burstone, 1962; Burstone, 1966]. Das bedeutet, dass unser Interesse in erster Linie den Kräften und Drehmomenten gilt, die durch die Apparatur erzeugt werden. Dabei ist es wichtig, auf drei Merkmale der aktiven Elemente zu achten: das Verhältnis zwischen Drehmoment und Kraft (M/F-Quotient), die Last-Biege-Rate sowie die Elastizitätsgrenzen der einzelnen Komponenten der Apparatur.

In der vorliegenden Studie wurde für die symmetrische oder asymmetrische Expansion der Molaren der *Burstone*-TMA-Bogen, der für die Korrektur dieser Art von Fehlstellungen empfohlen wird, eingesetzt [Burstone, 1989; Burstone, 1981]. Beta-Titan-Liegierungen wurden durch *Goldberg* und *Burstone* 1980 in die Kieferorthopädie eingeführt [Burstone und Goldberg, 1980]. Die β -Titan-Liegierungen haben eine gute Formbarkeit, gute Korrosionsfestigkeit und gute Biokompatibilität. Die gute Formbarkeit ermöglicht es, Schlaufen und Biegungen ohne Elastizitätsverlust einzubringen. Der Elastizitätsmodul des TMA-Drahtes ist etwa halb so groß wie derjenige eines Stahldrahtes. Dadurch ergibt sich bei geringerer Kraft eine bessere Torquekontrolle im Bracket. Außerdem müssen weniger Loops und Schlaufen eingebogen werden, was wiederum dem Komfort des Patienten zu Gute kommt, der Hygiene dient und eine einfachere Herstellung bedeutet [Burstone, 1989; Chiba et al., 2003]. In der vorliegenden Studien wurden keine Loops oder Schlaufen in den Transpalatinalbogen eingebogen. In anderen Studien konnte die Vorteile des *Burstone*-Systems gegenüber dem MIA-System deutlich nachgewiesen werden. Die konfektionierten Bögen nach *Goshgarian* werden aus relativ weichem Stahldraht hergestellt, was eine exakte Aktivierung problematisch machte [Jäger et al., 1992].

Der Transpalatinalbogen wurde in allen Fällen vollständig in die *Burstone*-Schlösser einligiert. Somit entstand ein statisch unbestimmtes Kraftsystem. Nach dem Einsetzen der Zahnbewegung

kam es anschließend zu einer stetigen Änderung des Kraftsystems. Beispielsweise, entsteht auch wenn anfangs kein Torque eingebogen wurde mit zunehmender Neigung der Zähne zwischen Bracket und Draht ein Drehmoment, und es entwickelt sich eine Aktivierung dritter Ordnung. Dennoch muss davon ausgegangen werden, dass das initial vorgegebene Kraftsystem die beginnende Bewegung der Zähne entscheidend bestimmt.

In der vorliegenden Studie wurden die Transpalatinalbögen bei allen zehn Patienten so hergestellt, dass der Scheitel vom Gaumen einen Abstand von ca. 1-2 mm hatte, um den Bogen so komfortabel wie möglich für den Patienten zu gestalten. In einer Studie von [Chiba et al., 2003] konnte gezeigt werden, dass der Zungendruck auf den Transpalatinalbogen größer wird, wenn der Abstand des Bogens vom Gaumen erhöht wird. Der größte Druck wurde bei einem Abstand von 6 mm gemessen und der geringste bei einem Abstand von 2 mm. Bei den verwendeten Bögen in der vorliegenden Studie lag die Breite zwischen 28,5 mm und 36,5 mm und die Höhe zwischen 9 mm und 14 mm (Tab. 5).

| | Pat. 1 | Pat. 2 | Pat. 3 | Pat. 4 | Pat. 5 | Pat. 6 | Pat. 7 | Pat. 8 | Pat. 9 | Pat. 10 |
|---------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|
| Bogenbreite (mm) | 34,3 | 32,1 | 31,8 | 34,7 | 32,2 | 31,3 | 33,7 | 32,1 | 28,2 | 36,5 |
| Bogenhöhe (mm) | 11 | 11 | 13 | 10 | 14 | 13 | 9 | 12 | 11 | 13 |

Tab. 5: Die Breite und Höhe der verwendeten Transpalatinalbögen.

Die Federrate des Transpalatinalbogens hängt von der Länge und der Konfiguration ab [Baldini und Luder, 1982; Burstone, 1989]. Bei einem hohen Gaumen, der einen längeren Draht ergibt, verkleinert sich die Federrate. Auch das Einbringen einer Schlaufe oder eines Loops in der Mitte des Transpalatinalbogens kann die Federrate verkleinern, aber auch gleichzeitig das Kraftsystem konfigurationsbedingt verändern [Schwindling, 1991]. Baldini und Luder haben in ihrer Studie gezeigt, dass die Höhe des Transpalatinalbogens einen größeren Einfluss auf den M/F-Quotienten

hat als der eingebogene bukkale Wurzeltorque. Die Autoren zeigten, dass es bei Applikation eines bukkalen Wurzeltorques bei Verwendung eines niedrigen Bogens (Höhe: 6,6 mm) initial zu einer Kippung der Molarenkrone nach bukkal kommt, während bei einem mittel (Höhe: 11,6 mm) bis hohen (Höhe: 17,6mm) Bogen mit dem selben bukkalen Wurzeltorque initial zu einer palatinalen Kippung der Molarenkrone kommt [Baldini und Luder, 1982]. Aus diesem Grund sind die quantitativen Messungen und Ergebnisse dieser Studie nur für die Art und die Form der in dieser Studie verwendeten Bögen zutreffend und stellen in keiner Weise allgemein gültige Richtlinien zur Anwendung der Transpalatinalbögen dar. Auch ein Vergleich mit Ergebnissen anderer Studien ist aus dem selben Grund nur bedingt möglich.

Bei einem Transpalatinalbogen aus Stahl der Höhe 18 mm erzeugt eine Aktivierung zur Expansion von 1 mm eine Kraft von etwa 1 N. Bei einem Transpalatinalbogen aus TMA wird angegeben, dass eine Aktivierung von 7 mm eine expansive Kraft von etwa 2,8 N erzeugt [Schwindling, 1991]. In einer Studie von Jäger et al. wurde gezeigt, dass bei Verwendung eines Bogens aus TMA mit einer Höhe von 15 mm eine Aktivierung von 3 mm zur transversalen Erweiterung eine expansive Kraft von 1 N erzeugt, eine Aktivierung von 6 mm eine Kraft von 2,5 N, während es bei einer Aktivierung von 9 mm zu einer expansiven Kraft von ca. 4 N kommt [Jäger et al., 1992]. Hoederath et al haben bei einer Expansion von 2 mm, eines Transpalatinalbogens aus TMA mit einer Höhe von 18 mm und einer Breite von 30 mm, eine Kraft von 0,5 N gemessen und bei einer Expansion von 4 mm eine Kraft von 1,5 N gemessen [Hoederath et al., 2001]. In der vorliegenden Studie wurden die Bögen so aktiviert das möglichst eine expandierende Kraft (F_x) von 4 N entsteht. Eine Angabe zur Aktivierung in mm kann nicht gemacht werden, da die Höhe der Bögen nicht konstant gehalten werden konnte sondern wie bereits erwähnt variierte zwischen 9 und 14 mm.

5.2 Simulierte Zahnbewegung im Vergleich zur klinischen Zahnbewegung

Mit den Simulationsmessungen im OMSS ist es möglich, Zahnbewegungen mit sehr guter Reproduzierbarkeit und Auflösung zu simulieren und alle Kräfte, Drehmomente, Translationen und Rotationen der Zähne in allen drei Raumebenen vorhersagen zu können. Im Gegensatz zu anderen Computersimulationen können reale Behandlungselemente untersucht werden, deren mechanische Eigenschaften nicht im Voraus bekannt sein müssen. Wie jede Simulation basieren auch die

Rechenmodelle des OMSS auf vereinfachenden Annahmen und Erkenntnissen über die Biologie der Zahnbewegung [Bourauel et al., 1992]. Eine solche Vereinfachung besteht beispielsweise in der Annahme der Konstanz der Position des Widerstandszentrums, die in vivo nicht immer gewährleistet ist. Andere Einflüsse, wie Mastikation, Interkuspidation und Weichteilfunktion können ebenfalls nicht berücksichtigt werden.

Das endgültig durch den Transpalatinalbogen erzeugte Kraftsystem wird jedoch durch die Summation zahlreicher Faktoren beeinflusst. An dieser Stelle muss betont werden, dass der Einfluss dieser Faktoren nur sehr bedingt vom OMSS simuliert werden kann. Als erschwerend wirkt sich bei der Korrelation der Kräfte zur Zahnbewegung die Vielzahl der Variablen aus, die einen direkten Einfluss auf die Zahnbewegung besitzen. Die individuelle Konfiguration der Zähne, des Parodontalspaltes und des umgebenden Alveolarknochens, die Bindegewebskräfte der transseptalen und gingivalen Fasern, die Kräfte der Zunge, der perioralen und der Kaumuskulatur greifen in das Kraftsystem am Zahn ein. Aus diesem Grunde waren Aussagen bezüglich der Relation zwischen Kraft und Zahnbewegung nur bedingt möglich. In der vorliegenden Studie wurden, im Gegensatz zu vorhergegangenen Studien [Hoederath et al., 2001], die Fehlstellungen nicht mit den Messtischen des OMSS angefahren sondern die klinische Situation wurde direkt in das OMSS übertragen, um mit höherer Genauigkeit die Messungen und Simulationen durchführen zu können und um anschließend das Resultat der simulierten Zahnbewegung mit der klinischen Zahnbewegung vergleichen zu können. Zu einer umfassenden Behandlung dieser Problematik bedarf es noch weiterer experimenteller Forschungen. In der vorliegenden Studie war die Patientenzahl nicht ausreichend um solche Faktoren zu untersuchen und ihren Einfluss genauer festzulegen.

Die Unterschiede zwischen der im OMSS simulierten Zahnbewegung und der am Patienten erreichten Zahnbewegung kann zum Teil über den Einfluss der oben genannten Faktoren auf das resultierende effektive Kraftsystem erklärt werden. Trotz des anfänglich symmetrischen Kraftsystems ist zu beobachten, dass in manchen Fällen die Bewegung der Zähne oft nicht genau symmetrisch erfolgte.

Ebenfalls war zu beobachten, dass es trotz sehr ähnlicher Aktivierung und konstanter Applikation der Kraftgröße bei den Patienten zu unterschiedlichen Zahnbewegungen, was die Qualität und die Quantität betrifft, kommt. Eine mögliche Erklärung dafür können unterschiedliche okklusale Kon-

taktmuster sein (Abb. 49). *Fiorelli* erklärte, dass nicht nur die Kraftgröße sondern auch die Krafrichtung in Kombination mit der vorhandenen Verzahnung die resultierende Zahnbewegung bestimmen, wie dies in Abbildung 49 zu sehen ist [Fiorelli et al., 2000]. Demnach kann zum Beispiel eine stabile Höcker-Fissuren-Verzahnung vertikalen und sagittalen Nebenwirkungen entgegenwirken.

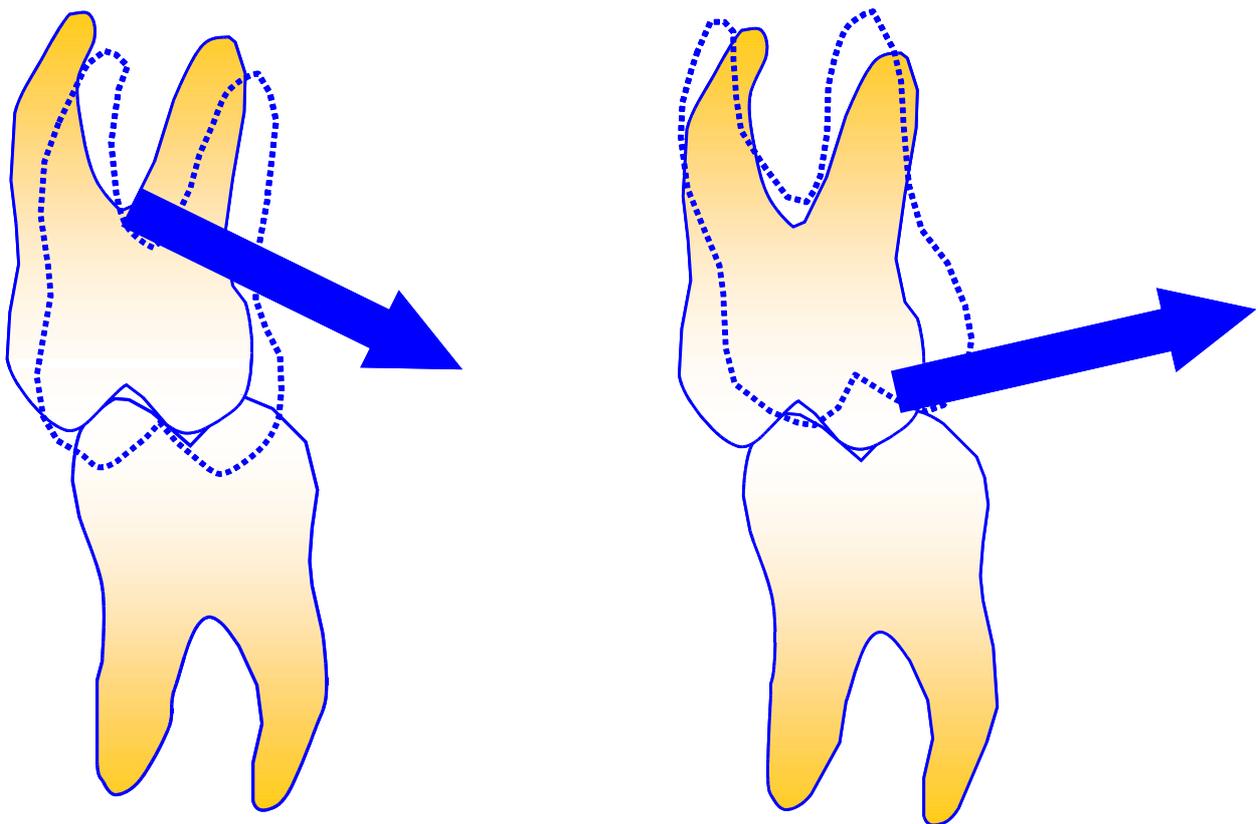


Abb. 49: Bei unterschiedlichen Krafrichtungen bestimmt die Verzahnung die resultierende Zahnbewegung mit [Fiorelli G, 2008].

Zu beachten ist zudem, dass in den meisten Fällen die vertikalen Nebenwirkungen, die im OMSS simuliert wurden, größer waren als in der klinischen Situation. Auffällig ist dies sowohl bei der symmetrischen als auch bei der asymmetrischen Aktivierung (Abb. 44 und Abb. 50). Auch in diesen Fällen wird ein Einfluss der Okklusionskräfte vermutet.

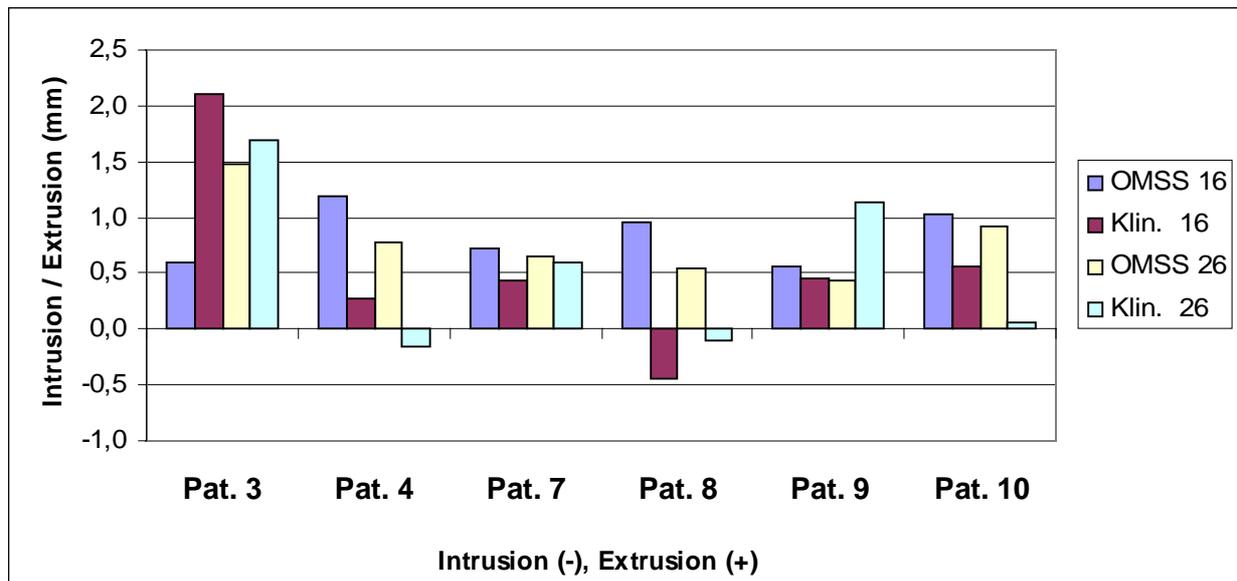


Abb. 50: Die vertikalen Nebenwirkungen bei symmetrischer Expansion, wie sie in der Simulation stattgefunden (OMSS) haben, und in der klinischen Situation (Klin.).

Eine weitere Erklärung für das individuell recht unterschiedliche Verhalten dürfte einerseits in der Variabilität der Wurzelanatomie oberer Molaren, und andererseits darin zu suchen zu sein, dass die Größe der Expansionskraft und der auftretenden Nebenwirkungen von der Höhe des Palatinalbogens nicht unabhängig ist [Baldini, 1981 a].

Die Transpalatinalbögen und die *Burstone*-Schlösser die bei den Messungen im OMSS verwendet wurden, waren ungebraucht. Die vermessenen Transpalatinalbögen wurden anschließend bei den Patienten für zwölf Wochen eingesetzt. Eine auf Materialermüdung zurückführende Reduktion der Kräfte und Drehmomente, die in der klinischen Praxis auf jeden Fall stattfindet, konnte mit dem OMSS nicht simuliert und berücksichtigt werden [Hoederath et al., 2001].

5.3 Diskussion der eigenen Ergebnisse im Vergleich zur Literatur

Baldini ermittelte anhand von fünfzig Transpalatinalbögen die durchschnittliche Höhe und Breite der Bögen. Es ergab sich für die Breite ein Mittelwert von 32,2mm, mit einer Spannweite von 25,8 mm bis 38,5 mm, für die Höhe ein Mittelwert von 11,6 mm mit einer Spannweite von 6,6 mm bis 17,6 mm [Baldini, 1981 b]. In der vorliegenden Studie konnten für den Patientenkomfort

die Bögen nicht einheitlich gestaltet werden, was die Höhe und Breite betrifft. Somit ist ein Vergleich der resultierenden Zahnbewegung bei den Patienten dieser Studie zueinander und zu den Ergebnissen anderer Studien nur bedingt möglich, weil die Bogenform das Kraftsystem und die resultierenden Nebenwirkungen beeinflusst.

Bei den gemessenen Werten handelt es sich um die nach dem Einbinden des Transpalatinalbogens initial auftretenden Kräfte und Drehmomente. Nach dem Einsetzen der Zahnbewegung kommt es anschließend zu einer stetigen Änderung des Kraftsystems. Dennoch muss davon ausgegangen werden, dass das initial vorgegebene Kraftsystem die langfristige Bewegung der Zähne entscheidend bestimmt. Die präzise Anfertigung eines Palatinalbogens mit einem genau definierten Kraftsystem ist unter klinischen Bedingungen nicht einfach, was auch schon mehrfach in der Literatur beschrieben wurde [Jäger et al., 1992; Baldini und Luder, 1982; Baldini, 1981 b].

In den meisten Fällen der vorliegenden Studie mussten die Bögen nach dem Aktivieren und Messen im OMSS korrigiert werden. Durch die unterschiedliche Länge der Transpalatinalbögen entstanden trotz gleichgroßer Aktivierung (10 mm) unterschiedliche expandierende Kräfte. Bei der Justierung der Bögen wurde darauf geachtet, dass die initiale expandierende Kraft bei allen Patienten 4 N betrug. Wie schon bereits erwähnt, handelt es sich hierbei um ein statisch unbestimmtes Kraftsystem und aus diesem Grund konnte eine weitere Justierung zur Kontrolle der anderen Kräfte und Drehmomente nicht durchgeführt werden.

Im Vergleich zu den Angaben der Literatur konnte bestätigt werden, dass die in sagittaler und vertikaler Richtung als Nebenwirkungen auftretenden Kräfte bei der Verwendung eines Transpalatinalbogens aus TMA relativ gering waren und meistens im Bereich um 0,5 N lagen [Jäger et al., 1992; Baldini, 1981 b; Baldini, 1981 a; Göllner et al., 1993]. Außerdem konnte bestätigt werden, dass die daraus resultierenden Bewegungen in der vertikalen Relation nicht größer als 2 mm betrug und somit sehr gering waren. Auch *Burstone* betonte, dass bei Applikation von Torque im Transpalatinalbogen die vertikalen Nebenwirkungen gering sind und auf jeden Fall kleiner sind als bei der Verwendung beispielsweise von criss-cross Elastics, um das selbe Ergebnis zu erreichen [Burstone, 1989].

In allen Fällen konnte die erwünschte Zahnbewegung durchgeführt werden, und schon nach zwölf Wochen in Fällen mit geringer transversaler Diskrepanz eine vollständige Korrektur der Fehlstellung erreicht werden. Im Vergleich zu vorangegangenen Studien konnte auch in diesem Fall die Korrektoreffektivität bestätigt werden [Hoederath et al., 2001; Burstone, 1989]. Für eine vollständige Korrektur war jedoch in einigen Fällen der gewählte Zeitraum von zwölf Wochen nicht ausreichend.

5.4 Klinische Schlussfolgerungen

Obwohl die Untersuchungen der Biomechanik der Zahnbewegung sehr vielversprechend sind, ist die Anwendung mathematischer Formeln auf biologische Phänomene nicht ganz unproblematisch. Vor allem die mathematische Vereinfachung äußerst dynamischer und variabler vitaler Strukturen und Reaktionen kann in dem gleichen Maße irreführend sein, wie sie informativ ist. Die biomechanischen Hypothesen sind daher unbedingt kontinuierlich klinisch zu überprüfen.

Das Beobachten der von Sitzung zu Sitzung eingetretenen Veränderungen und das sinngemäße Anpassen der Mechanik an die jeweilige Situation ist wie bei jedem kieferorthopädischen Gerät Aufgabe des Behandlers. Baldini empfiehlt drei bis vier Wochen nach dem Einsetzen des Transpalatinalbogens die erste Kontrollsitzung durchzuführen. Zu diesem Zeitpunkt kann bereits eine gewisse Zunahme der transversalen Molarendistanz festgestellt werden. Der Bogen sollte entfernt und der neuen Situation angepasst werden [Baldini, 1981 a]. In der vorliegenden Studie wurden die Transpalatinalbögen für zwölf Wochen unverändert belassen, um die Anfangsaktivierung nicht zu verändern und eine Aussage bezüglich der Auswirkungen dieser Aktivierungen treffen zu können.

Die von Burstone und anderen Studiengruppen beschriebene gute Vorhersagbarkeit und Kontrolle der Zahnbewegung, gute Korrektoreffektivität der Fehlstellung und geringe Nebenwirkungen bei der Verwendung eines Transpalatinalbogens aus TMA zur transversalen Erweiterung des Oberkiefers im posterioren Bereich, um bis zu 7 mm, kann auf jeden Fall bestätigt werden [Burstone, 1989; Hoederath et al., 2001; Jäger et al., 1992]. Ebenfalls muss erwähnt werden, dass eine gute Torquekontrolle festgestellt werden konnte, die besonders in den Fällen mit asymmetrischen Expansion von großer Bedeutung war. Die von uns verwendeten *Burstone*-Schlösser können pro-

blemlos empfohlen werden, da keine Reparaturanfälligkeit oder Torqueverlust festgestellt werden konnte und die Eingliederung und Entfernung der Transpalatinalbögen unkompliziert, schnell und problemlos jederzeit möglich ist [Hoederath et al., 2001]. *Hoederath et al.* [2000] stellten in ihrer Studie fest, dass die Deformation des verwendeten Attachments nach zwölfwöchigem Einsatz die etwas erhöhten Nebenwirkungen erklärt.

Es muss betont werden, dass keine biomechanische Analyse exakte Richtlinien für eine kieferorthopädische Apparatur erstellen kann. Lediglich die fortwährende Beobachtung der Reaktion des Zahnapparates auf das applizierte Kraftsystem und die adäquate Anpassung der Kräfte und Drehmomente an diese Reaktion führt zum Erreichen der individuellen Behandlungsziele.

6 Zusammenfassung

Im Rahmen einer kieferorthopädischen klinischen Diagnostik stellt sich häufig der Befund der transversalen Breitendiskrepanz im Bereich der ersten Molaren, mit Auftreten eines einseitigen oder beidseitigen Kopf- oder Kreuzbisses. Für die Korrektur dieser Fehlstellungen stehen unterschiedliche Methoden zur Verfügung, zum Beispiel eine Dehnplatte, eine Gaumennahterweiterungsapparatur, ein Lingual- oder Transpalatinalbogen.

In der vorliegenden Studie sollte mit Hilfe des Transpalatinalbogens bei sechs Patienten eine symmetrische transversale Breitendiskrepanz korrigiert werden und bei vier Patienten ein einseitiger Kreuzbiss überstellt werden. Mit Hilfe des Orthodontischen Mess- und Simulationssystems (OMSS) sollte das durch den Bogen erzeugte Kraftsystem genau definiert und die resultierende Zahnbewegung experimentell simuliert werden. Für eine Aussage über die Effektivität der Apparatur bei den festgelegten Aktivierungen wurden die simulierten Zahnbewegungen mit dem klinisch erzielten Ergebnis nach zwölf Wochen Therapie verglichen.

Es wurden Silikonabformungen von den Patienten genommen, die erstellten Gipsmodelle in Palavit G dubliziert und die herausgesägten, mit Burstone-Schlösser beklebten Molarensegmente im OMSS einjustiert. Die Kraftsysteme der aktivierten Transpalatinalbögen wurden gemessen und die resultierenden Zahnbewegungen experimentell simuliert. Kräfte und Drehmomente der symmetrischen und asymmetrischen Situationen wurden kontrolliert und die Transpalatinalbögen gegebenenfalls nachaktiviert, so dass das vordefinierte Kraftsystem erzeugt wurde. Die Anfangs- und Abschlussmodelle der Patienten wurden in einem Laserscanner eingescannt und die erzielten Zahnbewegungen rechnerisch ermittelt. Diese klinische Zahnbewegung wurde im Anschluss mit der im OMSS simulierten Zahnbewegung verglichen.

Bei den aktivierten Transpalatinalbögen aus TMA wurden Expansionskräfte von 4 N eingestellt. Nach zwölf Wochen konnte bei symmetrischer Erweiterung klinisch eine Korrektur von 4 bis 5 mm erreicht werden. Die Bukkalkippung der Molarenkronen bei symmetrischer Aktivierung lag sowohl bei der simulierten als auch bei der klinischen Zahnbewegung im Bereich von ungefähr 10°. Bei den vier Patienten, bei denen ein einseitiger Kreuzbiss vorlag, konnte mit der asymmetrischen Aktivierung ein erwünschte einseitige Erweiterung durchgeführt werden. Nach zwölfwö-

chigem Einsatz des Transpalatinalbogens konnte auf der Bewegungsseite eine Expansion im Mittel von ungefähr 2 mm erreicht werden. Auf der Verankerungsseite lag die Expansion unter 1 mm. Auf der Verankerungsseite konnte in allen Fällen eine Aufrichtung der Molarenkrone nach palatinal beobachtet werden, sowohl klinisch als auch in der experimentellen Simulation. Die vertikalen Nebenwirkungen waren sowohl bei der symmetrischen als auch bei der asymmetrischen Expansion sehr gering. Bei asymmetrischer Expansion konnte in drei von vier Fällen auf der Verankerungsseite eine minimale Intrusion beobachtet werden während auf der Bewegungsseite in drei von vier Fällen eine Extrusion des Molaren zu beobachten war. In allen Fällen konnte die errechnete und erwünschte Zahnbewegung durchgeführt werden, in vier von Zehn Fällen konnte sogar schon nach zwölf Wochen eine vollständige Korrektur der Fehlstellung erzielt werden.

Die bereits von vorangegangenen Studien existierenden Empfehlung zur Verwendung des *Burstone*-TMA-Bogens für derartige Fehlstellungen kann mit der vorliegenden Studie bestätigt werden. Insgesamt muss festgestellt werden, dass die günstige Last-Auslenkungs-Rate des Materials und die daraus resultierende günstige Dosierung der Kräfte um den therapeutisch anzustrebenden Bereich sowie die gute Korrektoreffektivität in Kombination mit den geringen Nebenwirkungen, den Transpalatinalbogen aus TMA zum Mittel der Wahl machen in den Fällen wo diese Art von Fehlstellungen vorliegen und mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen korrigiert werden sollen.

7 Literaturverzeichnis

Baldini G. Wechselwirkung zwischen bukkalem Wurzeltorque und Expansion beim Palatinalbogen nach Goshgarian. *Inform Orthodont Kieferorthop.* 1981 a; 3: 187-198

Baldini G. Apparative Messung der durch die Torquebiegungen am Palatinalbogen entstehenden Drehmomente und der durch die Torqueapplikation entstehenden expansiven Kraft. *Inform Orthodont Kieferorthop.* 1981 b; 3: 181-186

Baldini G, Luder HU. Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal root torque. *Am J Orthod.* 1982; 81: 202-208

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng.* 1992; 14: 371-378

Braumann B, Keilig L, Bourauel C, Jäger A. Three-dimensional analysis of morphological changes in the maxilla of patients with cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J.* 2002; 39: 1-11

Burstone CJ. The rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962; 48: 805-822

Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch technique. *Angle Orthod.* 1966; 36: 99-120

Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod.* 1981; 80: 1-16

Burstone CJ. Precision lingual arches. Active applications. *J Clin Orthod.* 1989; 23: 101-109

Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod.* 1961; 31: 1-14

Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta Titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1980; 77: 121-132

Burstone CJ, Koenig HA. Force Systems from an Ideal Arch. *Am J Orthod.* 1974; 65: 270-289

Burstone CJ, Manhartsberger C. Precision lingual arches. Passive applications. *J Clin Orthod.* 1988; 22: 444-451

Burstone CJ, Solonche J, Anderson ND, Papir DJ. A strain gauge transducer model for evaluation of clinical appliances in two-tooth segment. *Am J Orthod.* 1976; 69: 591

Chiba Y, Motoyoshi M, Namura S. Tongue pressure on loop of transpalatal arch during deglutition. *Am J Orthod.* 2003; 123: 29-34

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop.* 1991; 52: 133-140

Fiorelli G. Rationale of orthodontic treatment planning and mechanics design. Presentation at Athens 10th Panhellenic Orthodontic Congress, 27th - 28th September 2008

Fiorelli G, Melsen B, Modica C. The design of custom orthodontic mechanics. *Clin Orthod Res.* 2000; 3: 210-219

Foster TD, Day AJ. A survey of malocclusion and need for orthodontic treatment in a Shropshire school population.. *Br J Orthod.* 1974; 1: 73-78

Göllner P, Bantleon HP, Ingervall B. Force delivery from a transpalatal arch for the correction of unilateral first molar cross-bite. *Eur J Orthod.* 1993; 15: 411-420

Harrison JE, Ashby D. Orthodontic treatment for posterior crossbites. *Cochrane Database Syst Rev.* 2001; 1: CD000979

Hoederath H, Bourauel C, Drescher D. Unterschiede zwischen zwei Palatinalbogensystemen bei Aktivierungen erster, zweiter und dritter Ordnung. *Fortschr Kieferorthop.* 2001; 62: 58-73

Jäger A, Planert J, Modler H, Gripp L. In-vitro-Studie zur Anwendung von Palatinalbögen bei der Kontrolle der Position oberer Molaren. *Fortschr Kieferorthop.* 1992; 53: 230-238

Keilig L, Piesche K, Jäger A, Bourauel C. Applications of surface-surface matching algorithms for determination of orthodontic tooth movements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2003; 6: 353-359

Schwindling FP. *Theorie und Praxis der Segmentbogentechnik nach Burstone.* Schwindling Merzig, 1991

Stoller A. The normal position of the maxillary first permanent molar. *Am J Orthod.* 1954; 40: 259-271

8 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel, Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie, danke ich für seine kompetente und motivierte Unterstützung. Er war stets bereit, für mich auch seine Freizeit zu opfern.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Andreas Jäger dafür, dass er mir die Möglichkeit gegeben hat, meine Kieferorthopädie-Weiterbildung in der Poliklinik für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Bonn durchzuführen.

Meinem Großvater danke ich für die Anregung zu dieser Arbeit und für die großartige Unterstützung während meines Studiums und meiner Weiterbildung.

Herrn Dr. Ludger Keilig danke ich für seine Geduld, seine Unterstützung und seine Betreuung.

Ich danke Frau Miriam Schöler für ihre freundliche und kollegiale Unterstützung.

Frau Juliette Grobe bin ich für ihre wertvollen Informationen sehr dankbar.

Frau Axer danke ich für ihre Unterstützung im klinischen Teil dieser Arbeit, für die hervorragende Patientenbetreuung und für ihre Geduld.

Der Industrie (Ormco) danke ich für die Bereitstellung der verwendeten Burstone-Schlösser.

Bei allen Personen, die am Gelingen dieser Arbeit beteiligt waren, möchte ich mich herzlich bedanken.

Insbesondere bedanke ich mich bei meinen Eltern, die mir das Studium in Athen und die Durchführung dieser Arbeit in Deutschland ermöglicht haben.