

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Heinrich- Heine- Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. D. Drescher

**VERGLEICH DER INITIALEN ORTHODONTISCHEN
KRAFTSYSTEME EINES LINGUALEN UND BUKKALEN
BRACKETSYSTEMS**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der
Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich- Heine- Universität
Düsseldorf

vorgelegt von
Stephanie Grimm

2007

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung
der Medizinischen Fakultät
der Heinrich- Heine- Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Bernd Nürnberg

Dekan

Referent: Drescher

Korreferent: Stüttgen

Meinen Eltern

DISSERTATION	1
INHALTSVERZEICHNIS	4
1. EINLEITUNG	7
2. LITERATURÜBERSICHT	9
2.1. Festsitzende orthodontische Geräte	9
2.1.1. Bestandteile festsitzender Apparaturen.....	10
2.2. Historischer Rückblick – Entwicklung des Multibandsystems	13
2.2.1. Die Edgewise-Technik.....	14
2.2.2. Die Straightwire-Technik.....	15
2.3. Linguale Orthodontie	19
2.3.1. Bracketpositionierung in der Lingualtechnik.....	20
2.4. Lingualtechnik versus Bukkaltechnik	30
2.4.1. Ästhetische Aspekte.....	31
2.4.2. Iatrogene Schäden durch die Lingualtechnik.....	32
2.4.3. Nachteile und Einschränkungen.....	33
2.5. Physikalische und biologische Grundlagen orthodontischer Zahnbewegungen	34
2.5.1. Veränderungen auf zellulärem Niveau.....	40

2.6. Wurzelresorptionen	43
2.6.1. Charakteristika der Wurzelresorptionen.....	46
2.7. Orthodontische Behandlungskonzepte	48
2.7.1. Prinzipien der Zwei-Zahn-Mechanik.....	49
2.7.1.1. Klassifizierung von Zwei-Zahn-Systemen.....	50
2.8. Bestimmung orthodontischer Kraftsysteme	52
2.9. Problemstellung und Ziel der Studie	55
3. MATERIAL UND METHODE	57
3.1. Patienten und Messmodelle	57
3.2. Brackets	58
3.3. Bögen	61
3.4. Messsystem	62
3.4.1. Der Roboter.....	62
3.4.2. Der Sensor.....	63
3.5. Messung	66
3.6. Statistik	68
4. ERGEBNISSE	69
Anhang	
5. DISKUSSION	77

5.1. Schlussfolgerung.....	83
6. ZUSAMMENFASSUNG.....	85
7. LITERATURVERZEICHNIS.....	86
8. DANKSAGUNG.....	105
9. LEBENSLAUF.....	106

1. Einleitung

Die Mehrzahl orthodontischer Korrekturen wird heutzutage mit festsitzenden kieferorthopädischen Geräten, sogenannten Multiband- oder Multibracketapparaturen, durchgeführt. Die hierzu verwendeten Brackets werden in der Regel mittels Adhäsivtechnik auf den vestibulären Zahnflächen befestigt. Lediglich die ersten und gegebenenfalls auch die zweiten Molaren werden aus Gründen der Stabilität mit sogenannten orthodontischen Bändern versehen, die den Zahn vollständig umfassen und die Möglichkeit bieten, zusätzliche Drahtelemente zu applizieren. Ein eingesetzter Drahtbogen erzeugt dabei die zur Zahnbewegung notwendigen Kraftsysteme, die über das Bracket auf Zähne und Zahnhalteapparat übertragen werden. Zeitgemäße Apparaturen, sogenannte Straightwire-Apparaturen, ermöglichen den überwiegenden Einsatz gerader Drahtbögen, da zahnspezifische Parameter wie Inset, Offset, Toe-in, Angulation und Torque bereits durch die Gestaltung der Attachments und die Neigung der Bracketslots in jedem einzelnen Bracket herstellerseitig eingebracht sind.

Brackets bestehen in der Regel aus Edelstahl, der neben der Stabilität der Brackets eine gute Beständigkeit im Milieu der Mundhöhle gewährleistet. Nachteil ist dabei die Auffälligkeit der Apparaturen, so dass mit stetig zunehmenden Interesse erwachsener Patienten an einer kieferorthopädischen Behandlung unter anderem die Entwicklung entsprechend unauffälliger Behandlungsapparaturen notwendig wurde.

Da die ästhetischen Beeinträchtigungen durch den Einsatz vestibulär applizierter Behandlungselemente für eine Vielzahl von Patienten aus beruflichen oder privaten Gründen inakzeptabel sind und auch die

Verwendung zahnfarbener Attachments und entsprechend gefärbter Drahtbögen für viele Patienten nur einen Kompromiss darstellt, steht, im Gegensatz zu bisherigen vestibulären Apparaturen, mit der Lingualtechnik eine überwiegend „unsichtbare“ Behandlungsapparatur bei nahezu identischem Indikationsbereich zur Verfügung, die eine große und zunehmende Akzeptanz findet und nicht zuletzt deshalb stetigen Weiterentwicklungen unterliegt.

2. Literaturübersicht

In dem folgenden Kapitel werden die orthodontischen Geräte und die wichtigsten Techniken vorgestellt, ein historischer Rückblick über die Entwicklung des Multibandsystems gegeben, sowie Grundlagen und Zusammenhänge zwischen biologischen Strukturen und Biomechanik im Verlauf der orthodontischen Zahnbewegung aufgezeigt. Desweiteren werden die physikalischen und biologischen Faktoren beschrieben, die für die Genese von apikalen und lateralen Zahnwurzelresorptionen verantwortlich sind.

2.1.Festsitzende orthodontische Geräte

Der Einsatz von festsitzenden Geräten, den so genannten Multiband- oder Multibracketapparaturen, ermöglicht in der kieferorthopädischen Behandlung, körperliche Zahnbewegungen durchzuführen. Sie umfassen einen großen therapeutischen Einsatzbereich und finden daher häufig Anwendung. Ihr Hauptindikationsgebiet stellt die körperliche Zahnbewegung, die Rotation gekippter sowie die Einordnung verlagelter Zähne dar [112, 13, 92].

Jedoch sind mit einer solchen Behandlung auch Risiken verbunden. So kann es trotz Applikation kleiner und kontinuierlich einwirkender Kräfte zu Wurzelresorptionen kommen [88]. Im Desmodont kommt es aufgrund der applizierten Kräfte zur Ausbildung von Druck- und Zugzonen. Die Druckzonen sind durch einen Knochenabbau, die Zugzonen durch einen Knochenaufbau gekennzeichnet (Transformationsgesetz nach Wolff).

Diese An- und Abbauvorgänge sind wichtig, damit eine Zahnbewegung überhaupt stattfinden kann.

2.1.1. Bestandteile festsitzender Apparaturen

Zur besseren Anschaulichkeit der Funktionsweise und dem Ablauf orthodontischer Behandlungen sollen hier kurz die grundsätzlichen Bestandteile kieferorthopädischer Apparaturen vorgestellt werden.

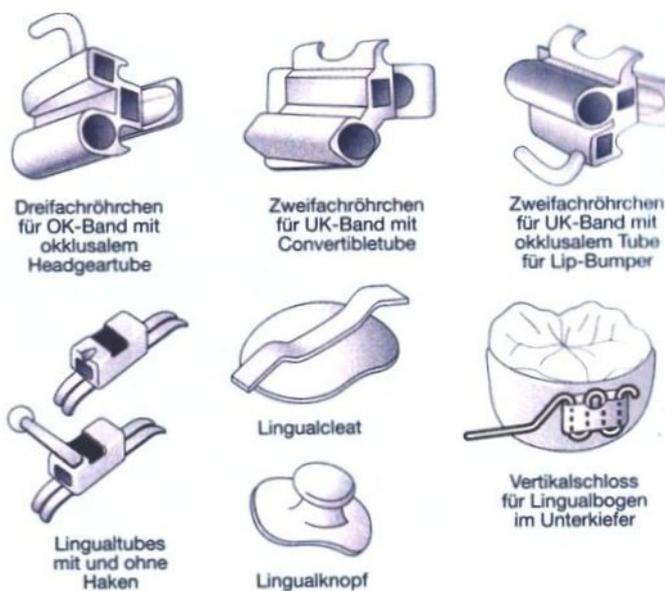
Jede kieferorthopädische Apparatur, unabhängig von dem verwendeten System, besteht aus Bändern, Attachments, Hilfselementen und Drähten.

Bänder:

Unter Bändern versteht man vorgefertigte Metallringe aus 0,1mm starkem Chrom-Nickel-Stahl (1). Sie besitzen entsprechend dem jeweiligen Zahntyp angepasste Formen. Jedes Band besitzt ein so genanntes Attachment, das der Aufnahme eines orthodontischen Drahtbogens dient. Zusätzliche Schlösser wie Hilfs- oder Headgearröhrchen sowie Häkchen dienen der Befestigung weiterer Elemente wie zum Beispiel Elastics oder Hilfsbögen (2). Das Band mit seinem Attachment dient somit als Übertragungsmedium für die applizierte Kraft. Nach Diedrich et al. kann die Bandapplikation zur Entstehung von parodontalen Läsionen beitragen, da durch sie der subgingivale Bereich verändert wird [31].



1: Schematische Darstellung eines kieferorthopädischen Bandes
 [mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Drescher, Universität Düsseldorf]

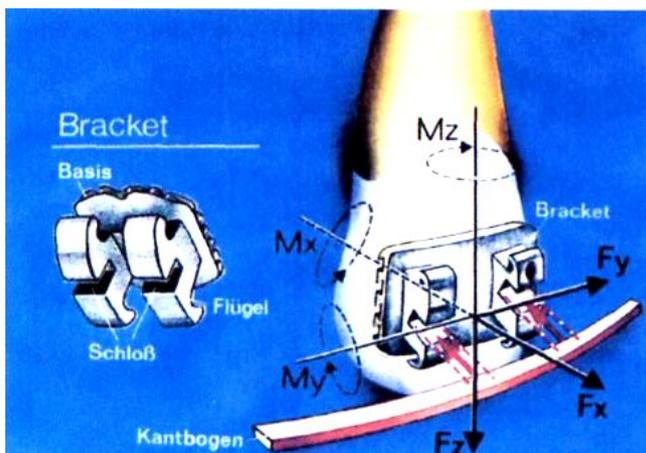


2: Bukkale und linguale Attachments (aus [83])

Brackets:

Die Brackets stellen ebenfalls ein orthodontisches Attachment dar, das mit einer Klebebasis versehen ist. Sie dienen zur Befestigung der Drähte und können aus unterschiedlichen Materialien wie zum Beispiel rostfreiem Stahl, Kunststoff, Keramik, Titan oder Gold bestehen.

Die Brackets werden mithilfe von Adhäsiven auf die bukkale oder linguale Oberfläche der Zähne aufgeklebt. Der horizontale Schlitz, Slot genannt, dient zur Aufnahme des Bogens. In einem gegebenenfalls zusätzlich vorhandenen Vertikalslot können beispielsweise Aufrichtefedern befestigt werden. Das Bracket besteht aus einer Basis, Flügeln, die zur Aufnahme von Ligaturen dienen, und einem Haken zur Befestigung von Gummizügen (3).



3: Das Kraftsystem am Bracket (aus [122])

Hilfselemente:

Unter Hilfselementen versteht man verschiedenartige Behelfe, die zusätzlich an die bereits befestigte Apparatur appliziert werden können, ohne dass der Bogen dafür entfernt werden muss. Elastics sowie Zug- und Druckfedern fallen unter die Kategorie der Hilfselemente.

Drähte/ Bögen:

Die kieferorthopädischen Drähte stellen je nach Therapiephase aktive Elemente der festsitzenden orthopädischen Apparaturen dar. Sie sind in der Lage, Kräfte und Drehmomente auf die Zähne zu übertragen und vermögen diese dadurch zu bewegen. Zu den gebräuchlichen Drahtmaterialien in der orthodontischen Behandlung gehören Edelstahl-, Nickel-Titan-, Chrom-Kobalt- sowie Titan-Molybdän-Legierungen. Die

Klassifizierung der Drähte erfolgt jedoch nicht nur nach Art ihrer Materialzusammensetzung, sondern auch nach ihrer Form und Festigkeit [86, 76]. Gewöhnlich kommen zu Beginn der Therapie Bögen geringer Festigkeit und im weiteren Behandlungsverlauf Bögen hoher Festigkeit zur Anwendung.

2.2. Historischer Rückblick – Entwicklung des Multibandsystems

Der Vorläufer der heute gebräuchlichen festsitzenden Apparaturen zur Bewegung von Zähnen wurde von *Angle* gegen Ende des 19. Jahrhunderts (1887) vorgestellt. Der verwendete Expansionsbogen (E-Bogen) wurde an Goldbändern auf den ersten Molaren befestigt. Weitere Bänder ermöglichten die Befestigung einfacher Fäden zur Zahnbewegung an den übrigen Zähnen. Hieraus entstanden 1912 das Pin & Tube System, bei dem erstmals ein Bogen in ein bukkales Attachment eingesetzt wurde, und in der weiteren Entwicklung (1916) das Ribbon-Arch-System, bei dem hochkant eingesetzte Drähte rechteckigen Querschnitts zur Anwendung kamen. Es war ebenfalls *Angle*, der 1926 die Edgewise-Technik mit einem Vierkantaußenbogen (.022" x .028") vorstellte, der in Brackets mit horizontal positioniertem Slot eingesetzt wurde [83].

Die konsequente Weiterentwicklung dieser orthodontischen Apparaturen führte zu einer Vielzahl von Behandlungssystemen unterschiedlichster Philosophien. Hier ist die von *Begg* entwickelte Lightwire-Technik als Fortentwicklung der Ribbon Arch-Appliance mit elastischen, ausschließlich runden Bögen ebenso zu nennen wie die Standard-Edgewise-Technik nach *Angle* und *Tweed* mit Vierkantbögen zur dreidimensionalen Zahnkontrolle und -bewegung. Hieraus hervorgegangene Derivate sind die bioprogressive Therapie nach *Ricketts* und die Segmentbogentechnik nach *Burstone*. Das allgemeine Bestreben bestand darin, ein System zu entwickeln, welches möglichst wenig Risiken in sich birgt.

Bis zu diesem Zeitpunkt wurden aufgrund der Verwendung von Drähten mit zu hoher Festigkeit bei der Mehrzahl der kieferorthopädisch behandelten Patienten Überlastungsschäden in Art von Wurzelresorptionen gefunden [148]. Bei den heutigen Techniken werden dünnere und elastischere Drähte verwendet, wodurch die Risiken minimiert werden sollen. Die Straightwire-Technik, welche 1970 von *Andrews* entwickelt wurde, stellt eine der heute angewandten Techniken dar [9]. Heutzutage kommen diese Bracketsysteme in der Bundesrepublik fast ausschließlich zum Einsatz, wobei Einflüsse der unterschiedlichen Philosophien in vielen Fällen nach wie vor sichtbar sind.

All diesen Systemen ist stets die Applikation entsprechender Attachments auf den bukkalen Flächen der Zähne gemeinsam.

2.2.1. Die Edgewise-Technik

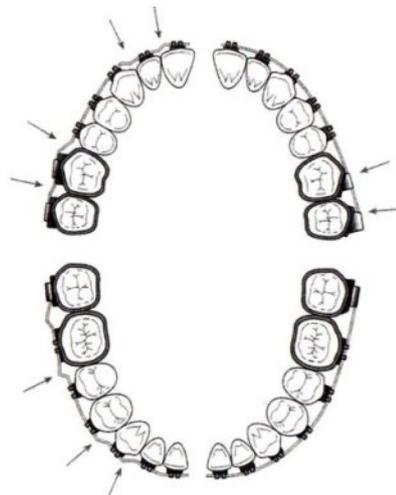
Bei der Edgewise-Apparatur waren die Brackets mit Slots gleicher Tiefe versehen, in die Vierkantbögen einligiert wurden. Um hiermit harmonische Zahnbögen und natürliche Zahnstellungen zu erreichen, mussten in diese Vierkantbögen für jeden einzelnen Zahn Informationen eingebogen werden. Die sogenannten Idealbögen mussten die Umrissformen des vestibulären Zahnbogens und die dreidimensionale Stellung der Zähne im Raum vorgeben.

Biegungen erster Ordnung erfolgen in der Horizontalebene. In- /Offsets, Toe-in, Eckzahnkurvatur und die Expansion bzw. Kompression des Bogens entsprechen der unterschiedlichen orovestibulären Stellung bzw. der Rotation einzelner Zähne respektive des gesamten Zahnbogens. Biegungen in der Vertikalebene, die Biegungen 2. Ordnung oder Angulationsbiegungen, realisieren durch Artistics, Tip-back oder Sweep die korrekte mesio-distale Neigung aller Zähne im Zahnbogen. Biegungen 3. Ordnung (Torque) werden durch Verwindung des Drahtes appliziert und

ermöglichen einen Einfluss auf die orovestibuläre Neigung der Zähne Einfluss zu nehmen [83].

2.2.2. Die Straightwire-Technik

Die Behandlung mit festsitzenden Apparaturen hat mit der Einführung des Straightwire-Prinzips nach *Andrews* eine wichtige Modifikation erfahren. Ihm gelang es nach Vermessung von 120 Modellen mit Idealokklusion [8], den Großteil der notwendigen Biegungen der Standard-Edgewise-Technik überflüssig werden zu lassen. Die Informationen der ersten, zweiten und dritten Ordnung wurden in die Gestaltung der Brackets einbezogen (4)[9].



4: Idealbogen: Standard-Edgewise vs. Straightwire

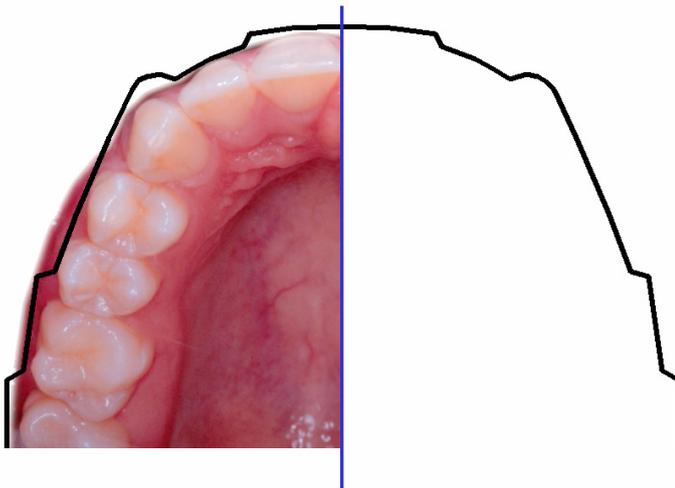
Linke Seite mit Biegungen erster Ordnung (Inset, Offset, Eckzahnkurvatur und Toe-In)

Rechte Seite die Straightwire-Apparatur mit geradem Bogen (aus [83])

Die Biegungen der ersten Ordnung für die Einstellung der Zähne in orovestibulärer Richtung wurden durch Variation der Bracketbasenhöhen ersetzt (6). So weisen beispielsweise Brackets für die seitlichen Inzisivi des Oberkiefers eine dickere Basis auf als die Brackets für die mittleren Inzisivi (5).

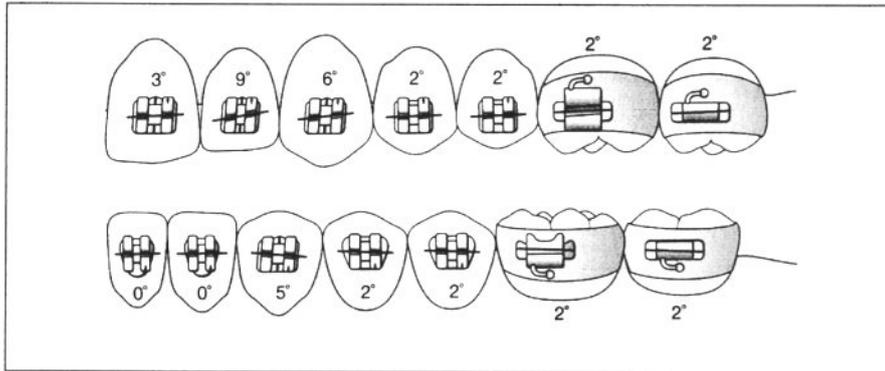
Oberkiefer					
mittlerer Frontzahn	seitlicher Frontzahn	Eckzahn	Prämolar	1. Molar	2. Molar
0,7 mm (.028")	1,2 mm (.047")	0,55 mm (.022")	0,55 mm (.022")	0,3 mm (.012")	0,3 mm (.012")
Unterkiefer					
Frontzahn	Eckzahn	1. Prämolar	2. Prämolar	1. Molar	2. Molar
1,2 mm (.048")	0,6 mm (.024")	0,4 mm (.015")	0,4 mm (.015")	0,3 mm (.012")	0,2 mm (.009")

5: unterschiedliche Höhen der Bracketbasen als Elemente erster Ordnung (aus [127])



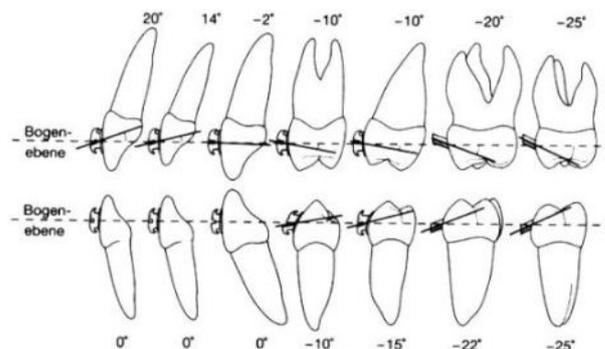
6: Biegungen erster Ordnung im Standard-Edgewise-Bogen
[mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Drescher, Universität Düsseldorf]

Die Biegungen der zweiten Ordnung sind in Form von unterschiedlichen Angulationen der Bracketslots in mesio-distaler Richtung eingearbeitet. In der Standard-Edgewise-Technik wurden mit artistischen Biegungen (Artistics) die Angulationen der Zähne eingestellt (7).



7: Angulation des Slots als Element zweiter Ordnung (aus [67])

Die Biegungen der dritten Ordnung sind durch Neigungen der Slotebene in oro-vestibulärer Richtung in die Brackets eingearbeitet. Dies soll die schwierige Torsion des Drahtbogens überflüssig machen. Bezogen auf die resultierende Zahnbewegung wird der eingestellte Torque nach oralem/ bukkalem Wurzeltorque oder oralem/ bukkalem Kronentorque unterschieden (8).



8: Neigung der Slotebene als Element dritter Ordnung (Torque) (aus [67])

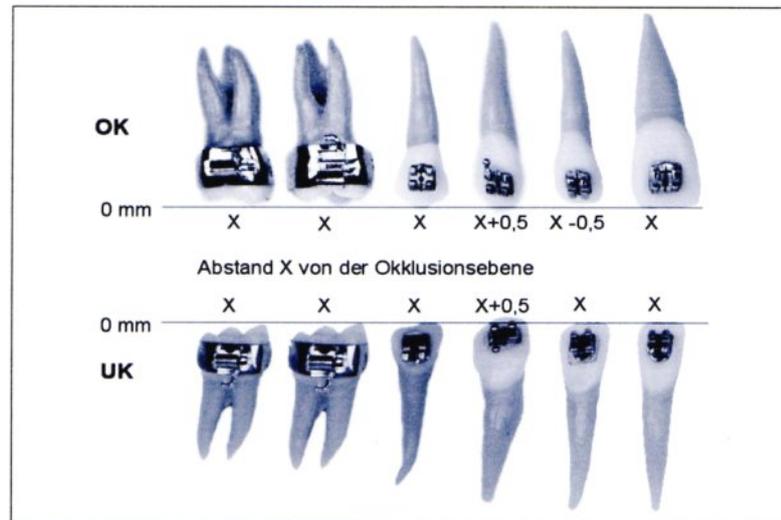
Aufgrund der Wertevorgaben, die in die Brackets eingearbeitet sind, werden diese Apparaturen auch als programmierte Bracketapparaturen bezeichnet. Hierbei spielt die exakte Positionierung der Brackets auf den Zähnen eine besonders wichtige Rolle, da sich die eingearbeiteten Werte erst dann wie gewünscht auf die Zahnstellung übertragen, wenn die

Brackets auf dem Bezugspunkt der Zahnoberfläche positioniert werden, in dem diese Werte gemessen oder festgelegt wurden.

Andrews hat bei der Untersuchung der Modelle mit Idealokklusion herausgestellt, dass alle Zähne, mit Ausnahme der Inzisivi des Unterkiefers, nach mesial anguliert sind. Dieser Winkel wird zwischen einer Senkrechten auf die Okklusionsebene und der Kronenlängsachse gebildet. Des Weiteren hat er bei der Untersuchung der Zahnkroneninklination (Elemente dritter Ordnung), diese als einen Winkel bestimmt, der zwischen einer Tangente und einer Senkrechten zur Okklusionsebene gebildet wird. Die Tangente wird auf halber Höhe der Kronenlängsachse an die faciale Kurvatur des Zahnes angelegt [8].

Andrews nahm bei der Ermittlung seiner Werte für die korrekte Zahnausrichtung auf die halbe Kronenhöhe Bezug. Er bezeichnete diesen Punkt als LA-Punkt [9]. Die Brackets seien mit ihren Basismittelpunkten auf den LA-Punkt zu positionieren, um eine exakte Übertragung der Bracketinformationen auf die Zähne zu gewährleisten. Bei Molaren verläuft die Kronenlängsachse durch die mesio-bukkale Furche.

Eine weitere effiziente Methode der Bracketplatzierung gibt für jeden Zahn einen definierten Abstand von der Okklusionsebene und Inzisalkante vor. Dies ermöglicht eine korrekte Bracketpositionierung, ohne dass die Gesamtlänge der Kronenlängsachse zur Bestimmung deren Mitte abgeschätzt werden muss. Unter Berücksichtigung der morphologischen Charakteristika der Eckzähne des Ober- und Unterkiefers und der seitlichen Schneidezähne des Oberkiefers unterscheidet sich deren vertikale Positionierungshöhe um $\pm 0,5\text{mm}$ (9) [127].



9: Bracketpositionierung mit einem Abstand X zur Okklusionsebene (aus [127])

2.3. Linguale Orthodontie

Die Einführung der Lingualtechnik begann Ende der 70er Jahre [2, 51, 61, 89, 35]. Sie bietet den Vorteil einer nahezu unsichtbaren kieferorthopädischen Apparatur durch das Anbringen der Behandlungselemente auf den Lingualflächen der Zähne. Dabei spielte die Einführung der Schmelz-Ätz-Technik in der Zahnmedizin eine wichtige Rolle [133]. *Dr. Craven Kurz* behandelte Mitte der 70er Jahre die ersten Patienten mit derartigen „unsichtbaren“ Apparaturen [2, 90, 96]. Zuerst wurden labiale Brackets verwendet, die auf die orale Seite appliziert wurden. *Kurz* erzielte so bei leichten Behandlungen gute Ergebnisse. 1976 kamen dann die ersten speziellen Lingualbrackets auf den Markt [91].

1978 formierte sich an der University of California um *Craven Kurz* eine Gruppe von sieben Kieferorthopäden, die ihre klinischen Erfahrungen mit der Lingualtechnik austauschten und an ihrer Weiterentwicklung arbeiteten [133]. Während die ersten Ergebnisse noch viel versprechend waren, wurde die anfängliche Euphorie jedoch zunehmend durch

Nachteile wie erhöhten Zeitaufwand durch schwierige Bogen- und Bracketapplikation sowie biomechanische Probleme durch den verringerten Interbracketabstand getrübt [30, 89, 50]. Durch den überstürzten Versuch der Etablierung dieser Methode und eine große Zahl von Misserfolgen geriet diese Methode der orthodontischen Behandlung jedoch schnell in Verruf und Vergessenheit. Erst in den 90er Jahren konnte die Lingualtechnik insbesondere in Japan und Europa durch eine Reihe von Entwicklungen auf labortechnischer und klinischer Ebene erneut etabliert werden. Bessere Behandlungsergebnisse und eine einfachere Handhabung insbesondere durch die indirekte Klebetechnik mit präziser Bracketausrichtung und die computerunterstützte Herstellung individueller Bögen haben seitdem zu dem zunehmenden Erfolg dieser Apparaturen beigetragen [50].

Vor allem japanische und europäische Kollegen haben die Leistungsfähigkeit der „unsichtbaren festen Klammer“ in zahlreichen dokumentierten Behandlungsfällen immer wieder unter Beweis gestellt [40, 145, 156, 39].

2.3.1 Bracketpositionierung in der Lingualtechnik

In der Lingualtechnik lassen sich ebenso wie in der Bukkaltechnik Edgewise-Systeme mit vertikalem und horizontalem Bracketslot unterscheiden [79, 27, 68]. Während jedoch bei der Bukkaltechnik aufgrund der recht einheitlichen Morphologie der Zahnkronen die Behandlungselemente direkt auf den Zahn aufgebracht werden können, ist bei der Lingualtechnik in der überwiegenden Zahl der Behandlungsfälle ein indirektes Verfahren zur Applikation der Attachments erforderlich. Dies begründet sich in der großen Variabilität der Lingualflächen, die überdies ein aufwendiges Verfahren zur „Programmierung“ der Apparatur mit den entsprechenden Biegungen erster, zweiter und dritter Ordnung notwendig

werden lassen. Während die in der Bukkaltechnik überwiegend verwendeten Straightwire-Brackets diese Informationen bereits enthalten, müssen diese in der Lingualtechnik entweder mithilfe einer entsprechend gestalteten Compositebasis auf das Bracket oder durch die edgewise-typischen Biegungen auf den Bogen übertragen werden. In beiden Fällen ist hierzu ein Laborprozess erforderlich, in dessen Verlauf mithilfe eines therapeutischen Set-up das Behandlungsziel definiert und die Positionierung der Brackets festgelegt wird. Je nach Verfahren ist zusätzlich die Herstellung individueller Drahtbögen erforderlich, die insbesondere bei der Verwendung von Bögen mit einem geringen Elastizitätsmodul nicht ohne eine spezielle Biegemaschine zu realisieren ist. In dem Bestreben, optimale Behandlungsergebnisse zu erreichen, wurden viele Labortechniken zur Bracketpositionierung entwickelt [27, 96, 106, 131, 133, 41, 57, 63, 77, 94, 134, 146, 151, 152, 153, 154].

Einige wesentliche Methoden sind:

- I. die TARG-Methode: Torque/Angulation Reference Guide
- II. die CLASS-Methode: Custom Lingual Appliance Set-up Service
- III. die BEST-Methode: Bonding with Equalized Specific Thickness
- IV. die *Hiro*-Technik und ihre Modifikationen
- V. das T.O.P.-System: Transfer Optimized Positioning System und
- VI. das indirekte mit dem Bending Art System verbundene Berliner Klebeverfahren.

Die TARG-Methode:

Bei diesem Verfahren werden die Brackets direkt am Dysgnathiemodell individualisiert. Das Herstellen eines idealen Set-up ist nicht notwendig,

was Zeit und Kosten spart. Die Slotebene jedes einzelnen Zahnes wird mit Hilfe einer sogenannten Torqueplatte festgelegt. Das Modell wird so lange bewegt, bis die Torqueplatte spaltfrei der vestibulär angezeichneten Kronenlängsachse anliegt und okklusal auf Höhe der Höckerspitze oder der Schneidekante endet. Das Modell wird in dieser Position fixiert und das Bracket wird mit dem Bracketpositionierer möglichst dicht an die linguale Zahnoberfläche geführt und dort mit Composite fixiert [41, 131]. Bei der ursprünglichen TARG-Methode wird die oro-vestibuläre Ausdehnung der Zähne nicht berücksichtigt, um den Zungenraum möglichst wenig einzuengen, indem die Brackets so nah wie möglich auf die Zahnoberfläche appliziert werden. Es werden jedoch während der gesamten Behandlung Biegungen erster Ordnung notwendig [131]. Diesen Nachteil versuchte *Fillion* durch die Kombination der TARG-Methode mit einem Zahndickenmesssystem (10) zu vermeiden.



10: Das TARG-Professionell ist eine Weiterentwicklung des Originalgerätes von Ormco. Modifikationen von *Fillion* ermöglichen eine digitale Erfassung der Positionierungshöhe und -dicke. Die Brackethalterung, der Referenzarm und die Paßgenauigkeit der einzelnen Komponenten wurden von Wiechmann überarbeitet [aus 151].

Dabei werden Differenzen in den oro-vestibulären Zahndicken durch individuelle Bracketbasen aus Composite ausgeglichen, sodass der

Abstand zwischen Slot und Labialfläche ähnlicher Zähne einheitlich ist. Dies geschieht mit der Intention, dass auf Biegungen erster Ordnung weitgehend verzichtet werden kann. Mit Hilfe eines Übertragungstrays aus Silikon werden alle Brackets in den Patientenmund transferiert. Für weitere Informationen wird auf die weiterführende Literatur verwiesen [131, 41].

Die CLASS-Methode:

Hierbei wird ein ideales Set-up angefertigt, um die Bracketposition zu ermitteln, die mit einem geraden Bogen die Zahnstellung des Set-up ergibt [131, 77]. Nach der Herstellung des Set-up und der Festlegung der horizontalen Slotebene im Parallelometer, werden die Brackets der Frontzähne mit Hilfe spezieller Schablonen in ihre ideale Position gesetzt. In der gleichen horizontalen Ebene werden die Brackets der Prämolaren und Molaren mit Hilfe einer geraden Schablone in eine Linie gesetzt oder, ähnlich wie bei der TARG-Methode, einzeln positioniert. Mit Hilfe einzelner Übertragungsschlüssel werden die Brackets auf das Dysgnathiemodell umgesetzt, was mit einem Genauigkeitsverlust der Bracketposition verbunden ist [80]. Danach werden die Brackets mit Hilfe eines Übertragungstrays aus Silikon oder einer elastischen Druckformfolie in den Patientenmund transferiert [131, 77].

Die BEST-Methode:

Die Positionierung erfolgt direkt auf dem Malokklusionsmodell; die jeweilige Ausrichtung der Einzelzähne wird anhand von Durchschnittswerten durchgeführt (virtuelles Set-up). Positionierungshöhe und Positionierungsdicke werden digital gemessen und dienen der Ermittlung der individuellen Bogenform [7, 42, 40, 43].

Die modifizierte *Hiro*-Technik:

Diese Technik wurde von *Hiro* vorgestellt und von *Takemoto* und *Scuzzo* modifiziert. Sie gilt als eine Modifikation der CLASS-Methode [133, 147]. Der Hauptunterschied besteht in zwei Aspekten [131, 133]:

Zum einen ist die Referenzebene für die Bracketpositionierung ein den Bracketschlitz füllender Vierkantstahldraht. Dieser, auf Basis des idealen Set-up gebogene Straightwire-Idealbogen, wird vor dem Kleben vom Techniker gebogen. Das heißt, der Idealbogen dient an Stelle zum Beispiel des TARG-Gerätes zum Positionieren der Brackets. Dieser Bogen erleichtert das Gleiten der Zähne durch den Verzicht auf zusätzliche Biegungen und kann daher mit der bukkalen Straightwire-Technik verglichen werden.

Zum anderen erfolgt der Transfer der Brackets Zahn für Zahn mit einzelnen Übertragungskäppchen aus Kunststoff direkt vom Set-up-Modell in den Patientenmund. Ein zweites Umsetzen der Brackets vom Set-up-Modell auf das Malokklusionsmodell wird somit nicht notwendig.

Das T.O.P.-System:

Die Positionierung lingualer Brackets nach dem TOP-System weist vier wesentliche Merkmale auf:

1. Die Brackets werden auf das Malokklusionsmodell geklebt:

Ein wesentlicher Vorteil dieser Vorgehensweise ist die einfachere klinische Durchführbarkeit der indirekten Klebetechnik, da alle Brackets mit einem einzigen Übertragungstray (11) geklebt werden können.

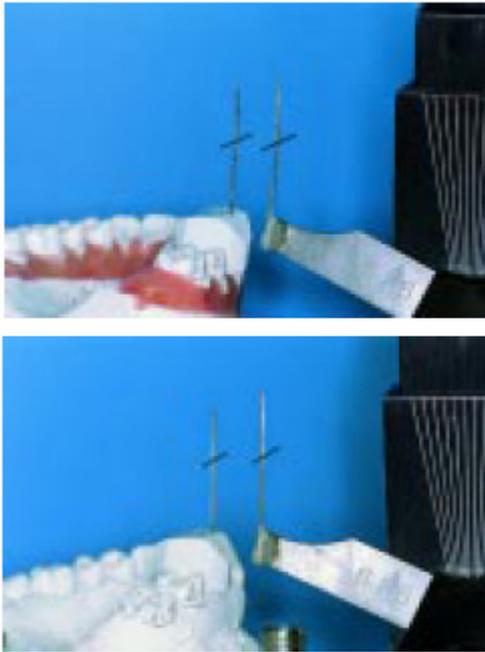


11: Übertragungstray aus zweilagigem Silikon mit individualisierten linguale Brackets [aus 151]

Die bei richtiger Herstellung optimale Passgenauigkeit der Übertragungseinheit gewährleistet einen exakten Sitz der Brackets auf den Zähnen mit einer minimalen Klebefuge. Sollte sich trotzdem ein Bracket vorzeitig lösen, kann es ohne große Schwierigkeiten mit Hilfe des betreffenden Trays wiederbefestigt werden [151].

2. Die Positionierung erfolgt mit dem TARG-Professional:

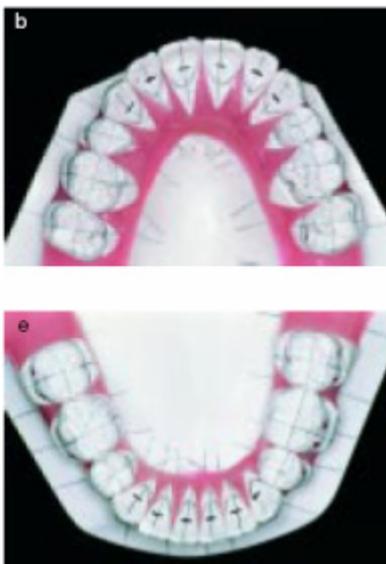
Das TARG-Professional ist eine Weiterentwicklung des TARG-Systems. Neben den von *Fillion* erstmals beschriebenen horizontalen und vertikalen digitalen Messvorrichtungen unterscheidet es sich durch seine verbesserte Brackethalterung für Twin-Brackets und Tubes sowie den modifizierten Referenzarm vom Ursprungsgerät (12) [7, 40, 41].



12: Der Referenzarm des TARG Professional wird anhand des Set-up individuell ausgerichtet. Individuelle dreidimensionale Ausrichtung des zu beklebenden Zahnes auf dem Malokklusionsmodell [aus 151].

3. Die dreidimensionale Ausrichtung des Malokklusionsmodells:

Für die dreidimensionale Ausrichtung jedes einzelnen Zahnes des Malokklusionsmodells wird ein Ziel-Set-up als Referenz herangezogen (reales Set-up) (13).

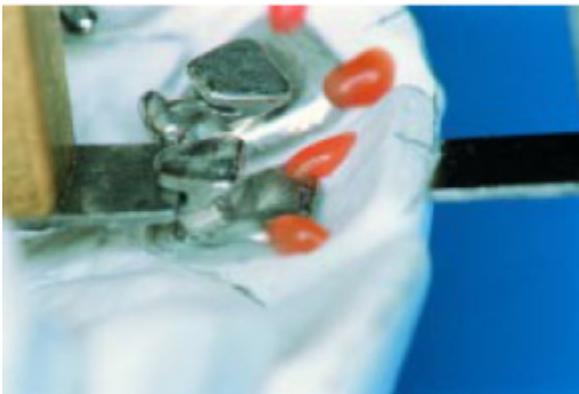


13: Ziel-Set-up [aus 151]

Dieses erleichtert nicht nur die Festlegung der optimalen Positionierungshöhe und die Bestimmung der Bogenform, sondern ermöglicht außerdem eine kontrollierte Individualisierung der Bracketpositionierung, bezogen auf die gesamte Zahnkrone und nicht nur die vestibuläre Zahnfläche [151].

4. Alle Brackets werden mit minimaler individueller Positionierungsdicke geklebt:

Um ein störendes Abstehen vom Zahn zu vermeiden, werden die Brackets beim T.O.P.-System, im Gegensatz zu den anderen üblichen Verfahren, so dicht wie möglich auf den Zahn geklebt, wobei mindestens ein Punkt der Bracketbasis direkten Kontakt zur Zahnoberfläche hat (14).



14: Definitive Bracketposition mit mindestens einem Kontaktpunkt am Zahn [aus 151]

Dieses erhöht den Tragekomfort für die Patienten, reduziert die Anzahl an Bracketverlusten und vereinfacht die Entfernung von Comositerückständen bei der Entbänderung. Ein Wiederbefestigen von gelösten Brackets, bei denen die individualisierte Kunststoffbasis zerstört wurde, ist aufgrund der geringen Schichtdicke in jedem Fall mit dem betreffenden Anteil des Klebetrays möglich [151].

Indirektes Kleben nach der Berliner Methode unter Verwendung des Bending Art Systems:

Bei der Berliner Methode erfolgt die Individualisierung der Brackets ähnlich der CLASS-Technik nicht auf dem Dysgnathiemodell, sondern auf einem idealen Set-up-Modell appliziert. Um das Biegen vertikaler Stufen zu vermeiden, werden alle Brackets möglichst in einer vorher bestimmten horizontalen Referenzebene geklebt. Beim Kleben der einzelnen Brackets werden diese mit dem TARG-System in derselben Ebene, das heißt mit dem gleichen Torque, mit minimaler Kleberschichtstärke geklebt. Dadurch werden horizontale Ausgleichbiegungen nötig, die das Bending Art System übernimmt [81, 156].

Das Bending Art System, jetzt Orthomate genannt, wurde von der Berliner Firma Syrinx Medical Technologies GmbH entwickelt. Es handelt sich dabei um ein CAD/CAM-System, das aus drei Komponenten besteht:

Einer stereoskopischen Kamera zum Vermessen der Bracketposition, einer Software für das Bogendesign und einer Biegeeinheit zum Formen der Behandlungsbögen [22, 33, 44, 45, 46, 47, 82, 80].

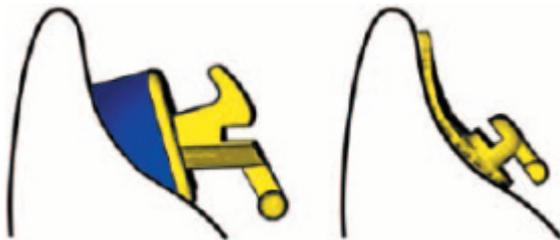
Mit Hilfe der stereoskopischen Kamera werden die Positionen der Brackets und somit die Zahnstellung dreidimensional bestimmt. Um die Bracketposition vermessen zu können, müssen vorübergehend Messelemente in die Bracketslots/-tubes eingesetzt werden. Vier Erhebungen in Form von Halbkugeln auf dem Messelement werden von der stereoskopischen Kamera erkannt. Da die Kameraaufnahmen unter zwei verschiedenen Betrachtungswinkeln (stereoskopisch) erfolgen, kann eine dreidimensionale Vermessung erfolgen, die durch Kenntnis der Geometrie der Messelemente schlussendlich zur dreidimensionalen Erfassung der Bracketpositionen führt [22, 44, 46, 82, 80]. Der Zeitaufwand für das Vermessen aller labial geklebten Brackets in einem vollständig bezahnten Kiefer beträgt circa 22 Minuten, bei lingual

geklebten Brackets bis zu 70 Minuten [33]. Das Orthomate-System biegt die Behandlungsbögen und verlagert so die Informationen über die geplante Zahnstellung durch den Einsatz der CAD/CAM-Technologie in den Bogen [81, 156]. Zum Festlegen der Bogenformen gestattet die Orthomate-Software mehrere Vorgehensweisen [81]: Das Idealbogenkonzept und das Set-up basierte Vorgehen. Ein Vorteil dieses Systems liegt in der Reproduzierbarkeit stark individualisierter Drahtbögen. Anfänglich wurde das Orthomate vornehmlich zum Biegen passiver Drähte und Segmentbögen in der *Burstone*-Technik verwandt [22, 82]. Darüber hinaus hat es sich zum Anfertigen von exakten und zu jederzeit reproduzierbaren Finishingbögen bewährt.

Fazit:

Der Trend zur immer größeren Individualisierung der Behandlungsapparatur ist in der Geschichte der Multiband-Multibracket-Systeme deutlich erkennbar. Auf dem Weg vom ersten Standard-Edgewise-Bracket bis zur vollständig vorprogrammierten Apparatur wurde nicht nur die Ausrichtung des Bracketslots in erster, zweiter und dritter Ordnung immer weiter optimiert, sondern auch die Kontur der dazugehörigen Bracketbasen zunehmend der jeweiligen Zahnform angepasst. Das Ergebnis dieser Entwicklung sind nach Durchschnittswerten individualisierte bukkale Bracketssysteme [156, 10, 90] (zum Beispiel die in der Studie verwendeten konfektionierten Ormco Diamond Straightwire-Brackets), konventionelle linguale Brackets (Ormco 7th Generation Lingualbrackets), sowie ein neues linguales Bracketssystem (Incognito™), bei dem die Verwendung eines Rapid-Prototyping-Verfahrens die individuelle Herstellung der Brackets für jeden einzelnen Patienten ermöglicht. Auf die Funktionsweise des Rapid-Prototyping-Verfahrens wird im Abschnitt „Material und Methode“ genauer eingegangen.

Linguale Bracketssysteme sind in ihrer Leistungsfähigkeit heute den bukkalen in keiner Weise unterlegen [157]. Der Tragekomfort lingualer Apparaturen lässt allerdings Beeinträchtigungen wie anfängliche Zungenirritationen und-verletzungen sowie Einschränkungen des Zungenfunktionsraumes entstehen [50, 71]. Eine Reduzierung der Bracketgröße und gleichzeitige Anpassung der Bracketbasis an die linguale Kronenmorphologie der Zähne, um nicht durch zusätzliche dicke individuelle Bracketbasen den Zungenraum einzuengen, erscheint daher wünschenswert [72, 73]. Das neue Verfahren minimiert die vorangehend beschriebenen Nebenwirkungen, da durch die individuelle Bracketposition die Basis dem Zahn präzise angepasst und die Verwendung dicker Compositebasen überflüssig wird (15) [156].



15: Beim Vergleich eines herkömmlichen Lingualbrackets links, mit dem vorgestellten neu entworfenem Bracket, rechts, wird ein deutlicher Größenunterschied erkennbar [aus 156]

2.4. Lingualtechnik versus Bukkaltechnik

Laut *Müller-Hartwich* et al. [95] und *Scuzzo* [119] sind die Indikationen aber auch die Kontraindikationen für die Lingualtechnik die gleichen wie für konventionelle Multibracketapparaturen [121].

Behandlungen stark parodontal geschädigter Gebisse, ob bukkal oder lingual durchgeführt, erfordern angepasste orthodontische Mechaniken, wie sie nur mit Segmentbogentechniken zu erreichen sind. Einfache Straightwire-Mechaniken mit unkontrollierten Kraftsystemen sind hier kontraindiziert [95, 58]. Kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgische

Behandlungen können mit der Lingualtechnik genauso gut wie mit bukkalen Multibracketapparaturen durchgeführt werden [95].

Bei bestimmten Indikationen erweist sich die konventionelle Lingualtechnik als besonders vorteilhaft. So erleichtern die Aufbissplateaus einzelner Lingualbrackets bei tiefen Bissen die Bisshebung, sodass sich Patienten mit einem Deckbiss sehr gut mittels Lingualtechnik behandeln lassen [3, 62, 95, 119, 128]. Die sofortige Disklusion der Seitenzähne infolge der Bissperrung durch die Aufbissplateaus sowie die palatinale Lage des Kraftangriffs erleichtern die Behandlung von Kreuzbissen [95].

Frühe Arbeiten zur Lingualtechnik sahen in offenen Bissen eine Kontraindikation [54]. Die Praxis hat aber gezeigt, dass die Korrektur offener Bisse mit der konventionellen Lingualtechnik möglich ist [36, 56, 132]. Besonders bei jugendlichen Patienten mit myofunktionellen Störungen, wie Zungenpressen, viszeralem Schluckmuster oder Sigmatismus ist der Einsatz von Lingualtechnik zur kieferorthopädischen Behandlung vorteilhaft [38]. Der schlechtere Tragekomfort der bisherigen lingualen Brackets kann bei dieser Patientengruppe zu längeren Eingewöhnungszeiten führen, erzwingt aber ähnlich den bei gleicher Problematik inserierten „Spikes“ eine Umstellung der Dyskinesie [36], sodass die Behandlung letztlich erleichtert wird. Diese Wirkung wird als „Fence-Effekt“ bezeichnet [78, 132]. Eine gewünschte Überkorrektur der vertikalen Stufe wird nachteiligerweise durch die Aufbissplateaus verhindert [55].

2.4.1. Ästhetische Aspekte

Die Unsichtbarkeit der lingual applizierten Brackets ist in der Regel der ausschlaggebende Faktor für viele erwachsene Patienten, eine kieferorthopädische Behandlung durchführen zu lassen. Anders als bei einer Behandlung mit konventionellen Multibracketapparaturen, wo die

Apparatur vorrangig sichtbar ist und alle positiven Veränderungen der Zahnstellung auf den ersten Blick verbirgt, sind die Fortschritte gleich von Beginn der Behandlung an bei lingualen Apparaturen besser zu sehen [121, 150]. Das ist für die Patienten ein psychologisch sehr bedeutsamer Effekt, der ihre Motivation und Mitarbeit erhöht [27, 121, 150]. Auch für den Behandler bedeutet dies eine bessere Übersicht über die Zahnbewegungen und nicht zuletzt sind Veränderungen des Lippenprofils besser zu beurteilen [27, 121, 150].

2.4.2. Iatrogene Schäden durch die Lingualtechnik

Bei der Lingualtechnik besteht weder die Gefahr einer Beschädigung der labialen Zahnoberflächen bei der Bracketentfernung [150], noch der Entstehung sichtbarer White-spots, da die vestibulären Zahnflächen nicht mit Brackets versehen werden [60, 78, 85, 95, 150]. Linguale Apparaturen sind auch bei bereits bestehenden Schäden der Bukkalflächen einsetzbar, da die Lingualflächen weniger kariesanfällig sind [60, 78, 85, 95].

Genauso bleibt der gingivale Zahnfleischsaum auf der vestibulären Seite unbelastet, was für die gingivale Ästhetik während und nach der Behandlung von großer Bedeutung ist [150].

Trotz der Tatsache, dass die Speichelfließrate beim Einsatz linguale Multibracketapparaturen in der Regel erhöht ist und einen effektiven Schutz gegen Karies und eine Stabilisierung des Plaque-pH-Wertes gewährleistet, führt die Nähe der Brackets zum Gingivarand unumgänglich zu Plaqueansammlung und der Entstehung einer Schmutzgingivitis [119].

2.4.3. Nachteile und Einschränkungen

Für die vorangehend genannten Vorteile, aber auch für die überlegene Ästhetik der Lingualtechnik muss der Patient funktionelle Einschränkungen in Kauf nehmen.

Nachteilig wird vor allem die meist längere Eingewöhnungszeit erlebt, wobei je nach Bracketsystem die Brackets in der Oberkieferfront oder die im Seitenzahnbereich des Unterkiefers eher als hinderlich empfunden werden.

In den ersten Wochen können eine Behinderung der Kau- und Abbeißfunktion [105], Probleme beim Sprechen [56, 67, 65, 105, 141] sowie Irritationen der Zunge [56, 67, 105] auftreten. Auch objektive Messungen der Lautbildung bestätigten diese Ergebnisse [67]. Die Eingewöhnungszeit variiert stark [37, 67, 105, 135]. *Nezhat* et al. fanden, dass etwa jeder zweite Patient eine Eingewöhnungszeit von weniger als einem Monat braucht. Im Gegensatz dazu werden drei Monate und mehr als Zeitspanne der Gewöhnung an eine linguale Apparatur angegeben [109]. *Fritz* et al. fanden in einer retrospektiven Untersuchung überwiegend kürzere Gewöhnungsphasen [48].

Außerdem bleibt die Mundhygiene während der gesamten Behandlungszeit deutlich eingeschränkt [105, 66].

Ferner ist bei vielen indirekten Klebetechniken das Wiederbefestigen von verlorenen Brackets oder das Nachkleben von Brackets von geringerer Genauigkeit [52]. Die modifizierte *Hiro*-Methode vermeidet diesen Nachteil, indem jedes Bracket einzeln mit einem eigenen starren Übertragungskäppchen geklebt wird.

Ferner führen die schwierigere und mit größerem Zeitaufwand verbundene Handhabung sowie der höhere Laboraufwand bei der Lingualtechnik zu höheren Behandlungskosten [95].

2.5. Physikalische und biologische Grundlagen orthodontischer Zahnbewegungen

Jeder Form der orthodontischen Therapie liegt das Prinzip zugrunde, dass durch die Applikation von Kräften und Drehmomenten eine Zahnbewegung erreicht wird. Dabei sollen die zur Wirkung kommenden Kraftsysteme so gewählt werden, dass sie möglichst effektiv sind, um zum einen eine geringe Therapiedauer und zum anderen eine möglichst nebenwirkungsfreie Behandlung zu gewährleisten.

Man unterscheidet drei Arten der Zahnbewegung:

Unter der *physiologischen Zahnbewegung* versteht man eine gewisse Eigenbeweglichkeit der Zähne. Diese Eigenbeweglichkeit spielt zum Beispiel bei der Mastikation eine wichtige Rolle.

Bei der *physiologischen Zahnwanderung* handelt es sich um eine Stellungsänderung von Zähnen oder Zahngruppen, die infolge eines Zahnverlustes oder durch Attrition erfolgt. Man bezeichnet dies als einen kompensatorischen Lückenschluss.

Die *orthodontische Zahnbewegung* ähnelt der physiologischen Zahnwanderung. Im Gegensatz zu dieser wird sie mithilfe eines applizierten Kraftsystems erzielt. Die Grundlage für dieses Vorgehen basiert auf biomechanischen Grundsätzen.

Dieses am Bracket applizierte Kraftsystem setzt sich aus drei Kräften und drei Drehmomenten zusammen. Dabei wird ein geeignetes Niveau des therapeutisch applizierten Kraftsystems angestrebt. Liegen unterschwellige Kräfte vor, kann keine Zahnbewegung induziert werden; zu hohe Kräfte dagegen führen zu irreparablen Schäden am Zahn und dessen Halteapparat [122].

Eine kieferorthopädische Kraft ist charakterisiert durch Größe, Richtung, Dauer und ihren Ansatzpunkt. Es werden anhand der unterschiedlichen Kraftgröße und des unterschiedlichen Ansatzes orthodontische Kräfte von orthopädischen Kräften und den daraus resultierenden Bewegungen von Zähnen bzw. Veränderungen der Kiefer unterschieden [83]. Die Kraftgröße, die in der Kieferorthopädie zur Anwendung kommt, schwankt zwischen 0,1 und 20 bis hin zu 30 Newton ($1\text{N} = 1\text{kg} \times \text{m}/\text{s}^2$). Die Grenze zwischen der schwachen (orthodontischen) und der starken (orthopädischen) Kraft liegt bei etwa 4 Newton. Um Schäden der Zähne und des umgebenden Halteapparates zu vermeiden, sollte die verwendete Kraft insgesamt $1\text{N}/\text{cm}^2$ nicht überschreiten [130].

Die 1932 von A. M. Schwarz beschriebenen biologischen Wirkungsgrade, die Anhaltspunkte zur Bemessung orthodontischer Kräfte liefern, sind heute zwar nur noch von historischem Interesse, jedoch seien sie der Vollständigkeit halber erwähnt:

Kräfte des **ersten biologischen Wirkungsgrades** sind unterschwellige Kräfte, die nicht zu Zahnstellungsveränderungen führen.

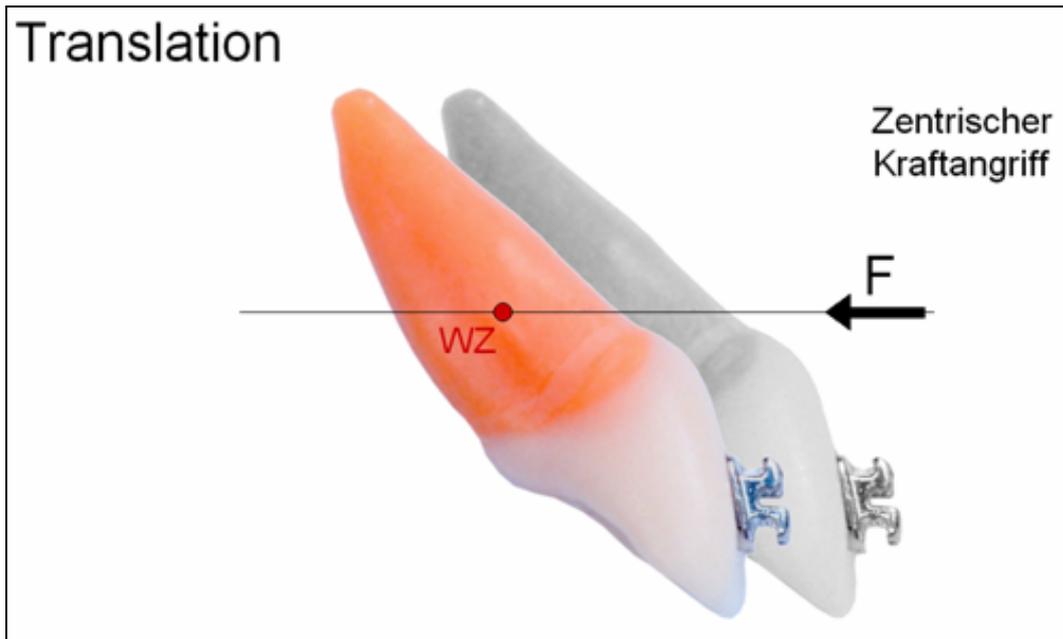
Der **zweite biologische Wirkungsgrad** beinhaltet schwache oder kurzwegige Druckkräfte, welche den Blutstrom der Kapillaren nicht unterbinden ($0,15\text{-}0,2\text{ N}/\text{cm}^2$).

Die sogenannten mittelstarken Druckkräfte ($0,2\text{-}0,5\text{N}/\text{cm}^2$) des **dritten biologischen Wirkungsgrades**, überschreiten den kapillären Blutdruck, verursachen jedoch keine vollständige Kompression des parodontalen Ligaments (PDL).

Beim **vierten biologischen Wirkungsgrad** führen starke Druckkräfte mit Kräften über $0,5\text{ N}/\text{cm}^2$ Wurzeloberfläche zu einer Quetschung des parodontalen Gewebes [130].

Bei der Kraftdauer wird zwischen kontinuierlichen, intermittierenden und unterbrochenen Kräften unterschieden. Die kontinuierlichen und intermittierenden Einwirkmodi finden sich vorwiegend im Rahmen der Multibandbehandlung, während unterbrochene Kräfte sich auf die Anwendung herausnehmbarer Apparaturen beschränken.

Schließlich hängt die resultierende Zahnbewegung auch vom Ansatzpunkt der Kraft ab. Dabei ist das Widerstandszentrum (WZ) des Zahnes von Bedeutung, das als der Punkt definiert ist, durch den die Wirkungslinie einer Einzelkraft verlaufen muss, um eine translatorische Bewegung zu verursachen (16 & 17c) [70, 140]. Der Begriff Translation bezeichnet eine körperliche Bewegung, bei der jeder beliebige Punkt des Zahnes um den gleichen Betrag parallel zur Längsachse des Zahnes bewegt wird. Je näher also der Ansatzpunkt einer Kraft am Widerstandszentrum lokalisiert ist, um so eher ist eine translatorische Bewegung zu erwarten; je weiter entfernt der Kraftansatz vom Widerstandszentrum ist, umso mehr findet eine kippende Bewegung statt, da sich das reaktive Drehmoment, das durch das Produkt aus Einzelkraft und Abstand der Kraftwirkungslinie vom Widerstandszentrum definiert ist, vergrößert.



16: WZ auf einer Höhe von etwa 40% des Abstandes zum Limbus alveolaris
[mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Drescher, Universität Düsseldorf]

Die Kippung lässt sich wiederum differenzieren in:

1. unkontrollierte Kippung
2. kontrollierte Kippung und
3. Wurzelbewegung.

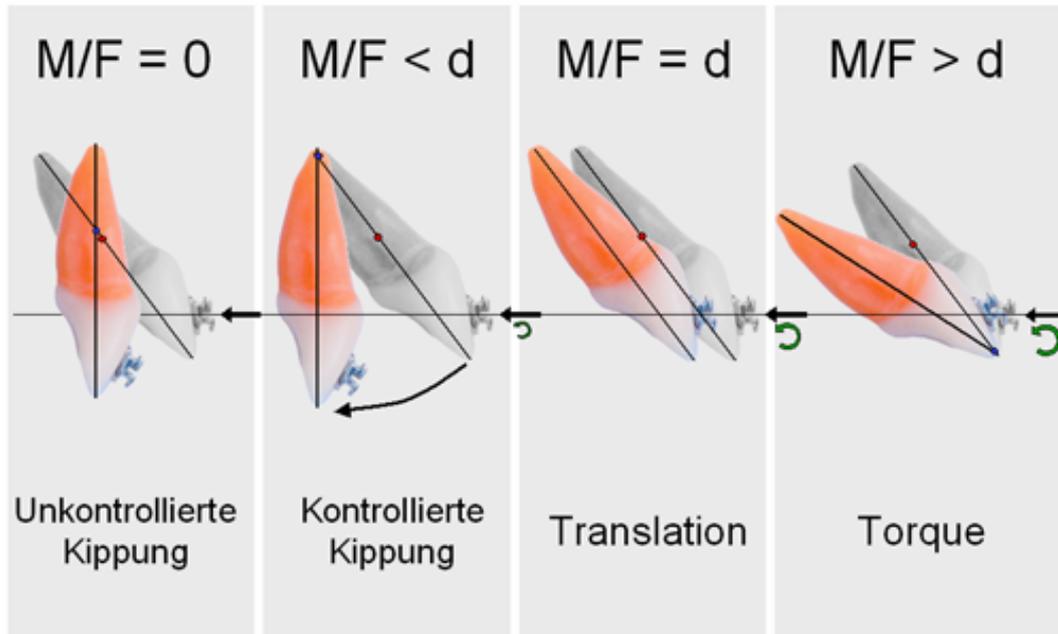
Wird nur eine Kraft und kein Drehmoment appliziert ($M/F=0$), resultiert eine unkontrollierte Kippung (17a).

Ist der M/F -Quotient $< d$, kommt eine kontrollierte Kippung zustande (17b).

Bei der Wurzelbewegung wird das Kraft-Moment-Verhältnis so gewählt, dass das Rotationszentrum im Bereich der Inzisalkante zu finden ist und der koronale Anteil des Zahnes während der Bewegung annähernd räumlich unverändert bleibt (17d).

Die Applikation zweier Kräfte identischen Betrags und entgegengesetzter Richtung führen ebenso zu einer Rotation des Zahnes wie die Applikation

eines einzelnen Drehmomentes, wobei aufgrund der Charakteristik des Drehmoments als freier Vektor der Ansatzpunkt nicht von Bedeutung ist (17 a-d).



17a

17b

17c

17d

17a-d: kippende und körperliche Zahnbewegungen als Folge einwirkender Kräfte und Momente [mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Drescher, Universität Düsseldorf]

Die Lage des Widerstandszentrums ist bei einem Zahn von der Wurzellänge und -form, der Anzahl der Wurzeln, der Höhe des parodontalen Attachments, der Dicke und Qualität der Bindegewebsmanschette und von der Form und Dicke des PDL abhängig. Für einen einwurzeligen Zahn mit intaktem Parodont liegt das Widerstandszentrum etwa am Übergang vom zervikalen zum mittleren Wurzeldrittel, für einen mehrwurzeligen Zahn liegt es 1-2mm apikal der Furkation [83, 25]. Die mit der Zahnbewegung resultierenden Umbauvorgänge werden mit den entstehenden Druckzonen im Parodont in Zusammenhang gebracht. Jede einwirkende Kraft verursacht primär eine Wirkung auf das Parodontalgewebe und erst sekundär folgt die Auswirkung auf den Knochen. Das PDL wirkt als physiologische Schnittstelle bei der orthodontischen Therapie und sorgt dafür, dass die

Wirkung der orthodontischen Kraft auf die umgebenden Gewebe verteilt wird. Auf der Zugseite findet eine Erweiterung des Parodontalspalttes statt; die Druckseite erfährt eine Kompression. Demzufolge finden sich Auswirkungen auf die Hämodynamik, wie in Experimenten mit Tuscheinfusionen, fotoelastischer Visualisierung oder mittels Laser-Doppler-Messung gezeigt werden konnte [23, 24, 59, 69].

Die kieferorthopädische Zahnbewegung selbst läuft histologisch in drei aufeinanderfolgenden Phasen ab: [118].

1. Initialphase: Der Zahn erfährt zunächst eine Verlagerung innerhalb seines Zahnfachs, die der Breite des Parodontalspalttes und somit seiner Eigenbeweglichkeit entspricht. Diese initiale Bewegung setzt unmittelbar nach Kraftapplikation ein. Ihr Bewegungsablauf vollzieht sich sehr schnell. Steigt die Belastung kontinuierlich an, so ist eine größere initiale Auslenkung zu erwarten als bei einem plötzlich einwirkenden Kraftsystem der gleichen Größe [32]. Die Dauer dieser Phase beläuft sich auf wenige Tage.

2. Latenzphase: Die vollständige Auslenkung des Zahnes innerhalb seiner Alveole führt in der Regel zu einer Kompression der Gefäße im PDL und einer damit verbundenen Zirkulationsstörung. Histologisch lassen sich nekrotische Bereiche nachweisen, die aufgrund ihrer Erscheinung als Hyalinisierungen bezeichnet werden. Resorptionen dieser Bereiche und des benachbarten Alveolarknochens werden durch Osteoklasten aus den Markräumen des Knochens erreicht, wodurch eine Verzögerung im Sinne einer unterbleibenden Zahnbewegung entsteht. Die Dauer liegt im Mittel zwischen 15 und 30 Tagen.

3. Konstanzphase: In dieser letzten Phase kann klinisch eine kontinuierliche Zahnbewegung erkannt werden, die histologisch auf den

Prinzipien der Apposition und Resorption des Alveolarknochens begründet ist.

Vor dem Hintergrund dieser grundlegenden Mechanismen der Zahnbewegung können auch die häufigsten Nebenwirkungen der orthodontischen Therapie erklärt werden. So sind Wurzelresorptionen stets das Risiko bei der orthodontischen Therapie. Bereits in den frühen 50er Jahren berichtete unter anderem *Reitan* über die reversiblen und irreversiblen Gewebeveränderungen während einer orthodontischen Therapie [119, 123, 93].

2.5.1. Veränderungen auf zellulärem Niveau

Durch die Ausübung therapeutisch wirksamer Kräfte treten im Desmodont und in den Markgeweben Zirkulationsveränderungen, sowie Gewebeab- und -anbau auf. Es kommt somit zu einer Verschiebung des zellulären Gleichgewichtes [31, 6]. Die Zirkulationsveränderungen kennzeichnen sich durch eine Hyperämie der Gefäße, eine Veränderung der Gefäßdurchlässigkeit, einen Anstieg der Exsudationsvorgänge sowie eine extravasale Flüssigkeitsansammlung. Die vermehrte Flüssigkeitsansammlung im Gewebe führt im Desmodont zu einer Auflockerung bzw. Auflösung der desmodontalen Fasern.

Infolge dieser Auflockerung wird eine Verlagerung des Zahnes ermöglicht, so dass der Parodontalspalt auf der einen Seite erweitert und auf der anderen Seite verengt wird. Hierbei liegt die Verengung in Richtung der angestrebten Zahnbewegung. Im Bereich des verengten Parodontalspaltes, in der so genannten Druckzone, entstehen durch Erhöhung des Gewebedruckes optimale Bedingungen für einen osteoklastischen Abbau. Die Osteoklasten gelangen über die Blutbahn an den Ort des Geschehens und beginnen dort Knochen, Zement und Fasern

abzubauen. Das umliegende Gewebe weist nekrotische Bereiche auf [108]. Im erweiterten Parodontalspalt werden hingegen die Gewebsneubildungen, vor allem die Knochenbildung, begünstigt. Im Bereich der Zugzone kommt es zu einer Einwanderung von Osteoblasten. Die Vorgänge, bestehend aus Resorption und Apposition, führen zu einer Remodellation des Knochens.

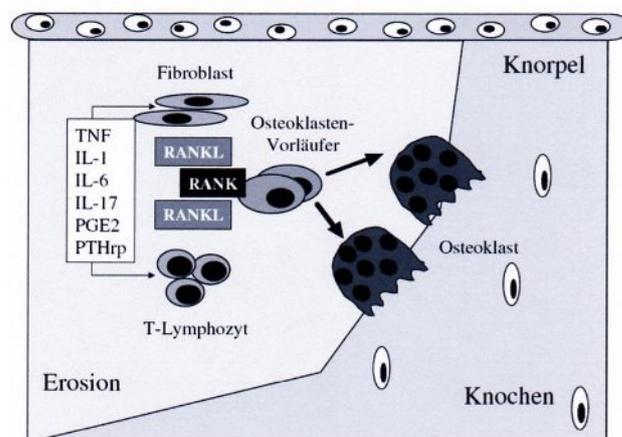
Die durch kieferorthopädische Kraftapplikation bedingte Flüssigkeitsbewegung im Gewebe hat eine Änderung des Membranpotentials zur Folge. Das geänderte Membranpotential erhöht die Osteo- und Fibroblastenaktivität und führt zu Wechselwirkungen zwischen Zellmembran und ionischen Makromolekülen. Zu den ionischen Makromolekülen gehören unter anderem die Proteoglykane. Sie werden durch die Druckapplikation aktiviert und rufen ihrerseits eine Zellaktivierung hervor. Die Stimulation der Proteoglykane bleibt über die Zeit der Druckapplikation erhalten, was die Wirkungsweise herausnehmbarer Geräte erklärt, selbst wenn die „gewünschte Tragezeit“ nicht erreicht wird.

Durch Dehnung des Parodontiums kommt es zur Reizung von Nervenfasern und somit zur Ausschüttung von Neuropeptiden. Diese verfügen über einen vasodilatatorischen Effekt, wodurch es zur Einwanderung von Leukozyten kommt. Sie setzen Zytokine frei, die undifferenzierte Zellen zur Proliferation anregen und zur Stimulation der Alveolarzellen führen. Die inflammatorischen Zytokine Interleukin 1- β und Interleukin 6 spielen ebenfalls eine wichtige Rolle bei der Knochenresorption [6]. Auf der Druckseite kommt es durch Induktion der Zytokine zur Osteoklasteneinwanderung und somit zum Knochenabbau. Das Desmodont reagiert darauf mit einer Entzündungsreaktion, was eine Freisetzung von Prostaglandinen und Leukotrienen zur Folge hat. Diese Entzündungsinduktoren steuern die lokale Entzündung und die Leukozytenaktivität. *Brudvik* und *Rygh* [17] stellten in ihrer Studie fest, dass es bei Wurzelresorptionen zur Elimination der hyalinen Zone kommt.

Eine sehr wichtige Rolle scheinen hierbei undifferenzierte Odontoklasten oder Osteoklasten zu spielen. Sie werden durch das sterile nekrotische Gewebe, welches durch orthodontische Kraftapplikation hervorgerufen wird, angelockt. In Folge der Einwirkung mechanischer Stimuli kommt es innerhalb weniger Stunden zur Differenzierung der Zellen in Odontoklasten oder Osteoklasten [136].

Das Heranreifen und die Aktivität der Osteoklasten wird über das RANKL/RANK/Osteoprotegerin-System maßgeblich gesteuert. Cofaktoren, wie der Tumor-Nekrose-Faktor Alpha (TNF), die Interleukine IL-1, IL-6 und IL-17, das Prostaglandin E2 (PGE2), sowie die Parathyroid-hormone related peptide (PTHrp) führen zur Expression von RANKL auf Fibroblasten und T-Lymphozyten. RANKL stimuliert durch Interaktion mit seinem Rezeptor RANK, der sich auf der Zelloberfläche von Osteoklastenvorläufern befindet, die Differenzierung zu reifen Osteoklasten (18) [95, 158].

Fukushima et al. [53] untersuchten in ihrer Studie die Wirkung von RANKL in Hinsicht auf Wurzelresorptionen. Die Ergebnisse ihrer Arbeit zeigten, dass es nur im Falle von Wurzelresorptionen zur Expression von RANKL durch die Zellen des parodontalen Ligaments kam. Aus diesen Erkenntnissen lässt sich schließen, dass RANKL einen regulatorischen Einfluss auf die Osteoklastengengese und somit auf den Resorptionsprozess hat.



18: Modell des Mechanismus der lokalen Knochenerosion (aus [95, 158])

2.6. Wurzelresorptionen

Im Falle des Milchzahnggebisses handelt es sich hierbei um einen physiologischen Vorgang. Nur wenn dieser komplikationsfrei abläuft, kann ein ungehinderter Durchbruch der bleibenden Zähne gewährleistet werden [116, 12].

In allen anderen Fällen dient der Begriff Wurzelresorption zur Beschreibung eines pathologischen Prozesses.

Phillips [112] und *Shafer et al* [132] erwähnen in ihren Studien verschiedene Faktoren, die zu Wurzelresorptionen an bleibenden Zähnen führen können. Oftmals entstehen Resorptionen der Zahnhartsubstanz aufgrund periapikaler oder parodontaler Entzündungserscheinungen. Weitere Ursachen können okklusale Traumata, Zysten, Tumore, individuelle Faktoren wie genetische Ursachen oder Medikamenteneinnahme, sowie orthodontische Behandlungen sein.

In der kieferorthopädischen Behandlung stellen die Wurzelresorptionen die häufigste Nebenwirkung dar und treten zumeist innerhalb der ersten sechs Monate nach Therapiebeginn auf [88]. Die Resorptionen können sich sowohl apikal, als auch lateral des Zahnes manifestieren [88, 115].

Nach *Brezniak et al.* [15] unterscheidet man drei verschiedene Schweregrade von Wurzelresorptionen:

1. *Oberflächliche Resorptionen:*

In diesem Fall ist nur die oberflächliche Zementschicht angegriffen, welche sich später jedoch wieder vollständig regeneriert.

2. *Resorptionen im Dentin mit Reparatur:*

Die Resorptionen haben hierbei nicht nur zu einer Zerstörung des Zements, sondern auch des oberflächlichen Dentins geführt. Die

dadurch entstandenen Lakunen werden meist durch Zementanlagerungen wieder repariert.

3. *Apikale Wurzelresorptionen:*

In diesem Fall ist keine Regeneration durch zementale Anlagerungen zu erwarten, sondern es liegt ein irreversibler Verlust von Zahnhartsubstanz an der Wurzelspitze vor.

Bestimmte Faktoren wie zum Beispiel kleine, pipettenförmige Wurzeln [103, 87], genetische Prädispositionen [66, 5], Erkrankungen [100], vorausgegangene Zahntraumata [97, 116] und das Alter des Patienten bei Therapiebeginn [97] können das Risiko für ihr Auftreten erhöhen. *Linge* und *Linge* [97] stellten in ihrer Studie fest, dass Patienten, die nach ihrem elften Lebensjahr mit der kieferorthopädischen Therapie begonnen hatten, anfälliger für Wurzelresorptionen waren, als Patienten, die ihr elftes Lebensjahr noch nicht erreicht hatten. Des Weiteren scheinen Patienten mit langen Wurzeln häufiger von Wurzelresorptionen betroffen zu sein, als Patienten mit normaler Wurzellänge [103].

Aber auch therapiebedingte Faktoren wie die Therapiedauer [11], die Richtung der Zahnbewegung [26, 144], zu große oder inkonstante Kräfte, das „Jiggling“, [103, 14, 143, 113] und die für die Behandlung verwendeten Apparaturen [126, 4] werden in der Literatur hinsichtlich ihrer möglichen schädigenden Wirkung diskutiert. Sowohl die Ergebnisse aus der Studie von *Dermaut* und *de Munck* [29] als auch die Ergebnisse aus der Studie von *Mc Fadden* et al. [98] erbrachten einen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen der Intrusion von Zähnen und dem Auftreten von Wurzelresorptionen.

Bei Wurzelresorptionen wird zwischen der indirekten und der direkten Resorption unterschieden.

Indirekte Knochenresorptionen treten häufig bei zu großen, unphysiologischen Kräften auf und sind durch einen unterminierenden

Resorptionsprozess, der von den Knochenmarkräumen der Spongiosa ausgeht, gekennzeichnet [120, 142]. Im Bereich der Druckzonenmaxima kommt es durch Erliegen des Blutflusses in den Arteriolen zu einer Nekrosebildung der desmodontalen Anteile. Die Folgen dieser lokalen ischämischen Reaktion sind Entzündungen, Schmerzen sowie die Bildung hyalinisierter Bereiche [121, 54, 124]. Die Hyalinisierung beinhaltet ein Verschwinden der Bindegewebszellen und Osteoklasten. Dieser Vorgang wird zum einen durch die Kompression des parodontalen Ligaments, zum anderen durch zu hohe mechanische Spannungen hervorgerufen. Die daraus resultierende Nekrose stellt den induzierenden Reiz zur Knochenresorption dar. Sobald der unterminierende Resorptionsprozess das parodontale Ligament erreicht und die hyalinisierten Bereiche resorbiert hat, wird der Zahn aufgrund der erweiterten ligamentären Strukturen lockerer und beginnt zu wandern [120]. Ab diesem Zeitpunkt erfolgt eine Knochenapposition auf der Zugseite.

Bei der direkten Knochenresorption geht der Resorptionsprozess direkt von der Lamina dura des Alveolarknochens aus. In den Druckzonen führt der Resorptionsprozess zu einem Gewebeabbau, in den Zugzonen zu einer Knochensubstanzanlagerung. Durch den Einfluss der kieferorthopädischen Kräfte kommt es bereits innerhalb der ersten Tage durch die Einwanderung von Osteoblasten im Bereich der Zugzonen zur Ausbildung eines Osteoidsaumes. Auf der Druckseite hingegen erfolgt durch die Einwanderung der Osteoklasten, die sich in den Howshipschen Lakunen befinden, ein Knochenabbau [159].

Eine effektive und schonende Zahnbewegung kann nur dann eintreten, wenn kleine Kräfte wirken. Diese sollten unterhalb des Kapillardruckes bei $0,2-0,3 \text{ N/cm}^2$ Wurzeloberfläche liegen, sodass der Blutfluss im Parodontalspalt aufrechterhalten werden kann und die Osteoklasten an

ihren Wirkungsort gelangen können. Eine Ischämie im Bereich der Druckzonen sollte deshalb unterbleiben [149].

Aufgrund dieser remodellierenden Prozesse kann die Bewegung der Zähne in Bereichen erfolgen, die ursprünglich außerhalb der natürlichen Alveolarfortsatzbegrenzungen lagen.

Melson et al. stellten in ihrer Studie die Hypothese auf, dass es sich bei der direkten Resorption um eine Aktivierung eines Remodellierungsprozesses handelt, wohingegen die indirekte Resorption die Reparatur eines Traumas darstellt [101].

Inwieweit eine direkte oder indirekte Knochenresorption stattfindet, ist von der Spannungs-/Druckverteilung im parodontalen Ligament abhängig. Die Verteilung von Spannung und Druck in den ligamentären Strukturen wird durch die Kraftgröße, durch die Knochenoberfläche und durch die Kraftrichtung beeinflusst [123, 120, 125].

Bei kippenden Bewegungen resultieren Druckmaxima insbesondere in den apikalen und marginalen Bereichen der Alveole, während translatorische Bewegungen entlang der Alveolenwand infolge einheitlicher Kraftapplikation erzeugt werden [18].

2.6.1. Charakteristika der Wurzelresorptionsarten

Die lateralen Wurzelresorptionen stellen sich histologisch als Resorptionslakunen an den Wurzeloberflächen dar. Im Gegensatz zu den apikalen Resorptionen sind sie jedoch reversibel und werden nach einigen Monaten wieder mit zellulär-fibrolärem Zement aufgefüllt [121, 114, 88]. Mehrere Untersuchungen haben gezeigt, dass bereits zwei Wochen nach Abschluss der Kraftapplikation der Reparaturprozess mit der Bildung von initialem, azellulärem Zement beginnt. Die Ablagerung von zellulärem Zement erfolgt hingegen in einem fortgeschritteneren Stadium der Heilung [137].

Die apikalen Wurzelresorptionen sind sowohl histologisch als auch röntgenologisch erkennbar [37, 114, 99, 88]. Es handelt sich hierbei um ein irreversibles Geschehen, welches jedoch auch bei nicht orthodontisch behandelten Patienten auftreten kann [16, 138, 76, 54].

Bereits 1954 untersuchten *Massler* und *Malone* das Resorptionsverhalten sowohl an orthodontisch behandelten, als auch an nicht behandelten Zähnen. Die Resorptionserscheinungen betragen bei den orthodontisch behandelten Patienten 90%, aber auch in 80% der nicht orthodontisch behandelten Kontrollpatienten ließen sich Wurzelresorptionen feststellen [104]. Die Tatsache, dass Patienten, die sich in orthodontischer Behandlung befinden, auf Wurzelresorptionen hin untersucht werden, ist mit dafür verantwortlich, dass die Prävalenz für Wurzelresorptionen bei ihnen höher ist, als bei der übrigen Population.

Die Gradierung von Wurzelresorptionen erfolgt nicht nur nach ihrem Schweregrad, sondern auch nach der Verkürzung ihrer Wurzellänge.

Grad 0: liegt vor, wenn keine Wurzelresorption stattgefunden hat. Die Morphologie der Wurzeloberfläche ist intakt und die apikale Begrenzung ist durchgehend.

Grad 1: verfügt über kleine apikale Erosionen, die aber noch zu keiner Verkürzung der Wurzellänge geführt haben.

Grad 2: beinhaltet eine schwache Verkürzung der Wurzellänge.

Grad 3: zeigt eine deutliche Veränderung der Wurzellänge. Dieser Grad ist erreicht, wenn etwa $\frac{1}{4}$ der ursprünglichen Wurzellänge abgebaut worden ist.

Grad 4: liegt vor, wenn die Hälfte der ursprünglichen Wurzellänge verlustig gegangen ist [121].

2.7. Orthodontische Behandlungskonzepte

Die meisten orthodontischen Behandlungskonzepte sehen für den Beginn der Therapie die sogenannte *Nivellierungsphase* vor. Unter Verwendung eines hochelastischen Nivellierungsbogens werden regionale oro-vestibuläre, rotatorische und vertikale Niveauunterschiede der Zähne ausgeglichen.

Mit dem Aufkommen der Nickel-Titan-Legierung mit ihrer im Vergleich zu konventionellen metallischen Werkstoffen deutlich geringeren Steifigkeit und ihrem weitaus größerem elastischen Arbeitsbereich [10, 23, 27, 35, 49, 70] wurden die früher verwendeten Multi-Loop-Bögen allmählich aus der klinischen Routine verdrängt. Nachdem heute Nickel-Titan-Legierungen verfügbar sind, die eine maximale Ausprägung des metallurgischen möglichen superelastischen Verhaltens aufweisen, stellt sich die Frage, ob Nivellierungsbögen, die aus diesen modernen Legierungen gefertigt sind, biologisch adäquate orthodontische Kraftsysteme erzeugen können.

Der Nivellierungsphase schließt sich die *Führungsphase* an, in der sagittale und transversale Einzelzahnbewegungen und gegebenenfalls das Schließen von Extraktionslücken vorgenommen werden. Unter Umständen ist hier eine *Kontraktionsphase* für den Restlückenschluss notwendig, der sich die *Justierungsphase* zur Feineinstellung der Okklusion anschließt. Während insbesondere die Führungsphase Gegenstand einer Vielzahl von Veröffentlichungen ist, in denen sowohl die für den Lückenschluss notwendigen Kraftgrößen als auch der für eine möglichst translatorische

Bewegung notwendige Kraft/Moment-Quotient untersucht wurden, gibt es derzeit keine Publikationen zu Kraftsystemen im Rahmen der komplexen Bracket-Bogen-Geometrie einer Multibandapparatur während der Nivellierungsphase.

Die grundlegende Problematik, die sich aus den vorangehend angeführten Mechanismen ergibt, ist zum einen die Frage nach der optimalen Größe des applizierten Kraftsystems und zum anderen die Möglichkeit der Applikation selbst.

So lassen sich zunächst statisch bestimmte von statisch unbestimmten Kraftsystemen unterscheiden. Während erstere durch die Kenntnis der applizierten Einzelkraft einfach zu berechnen sind, entziehen sich letztere der Bestimmbarkeit durch den Behandler. Zwar wurden die zu erwartenden Zahnbewegungen bei der Applikation solcher statisch indeterminierten Kraftsysteme durch die Betrachtung einer Zwei-Zahn-Geometrie beschrieben, jedoch ergibt sich im Rahmen der Nivellierungsphase der Multibandtherapie eine sehr komplexe Bracket-Bogen-Geometrie, in der die tatsächlichen, initial wirksamen Kraftsysteme nur durch aufwendige Messapparaturen bestimmbar und die tatsächliche Zahnbewegung selbst durch fortgeschrittene numerische Methoden kaum zu erfassen sind.

2.7.1. Prinzipien der Zwei-Zahn-Mechanik

Mit der Zwei-Zahn-Mechanik wird ein gedanklicher Ansatz vorgestellt, mit dem es möglich ist, Kräfte und Momente in einer komplexen Bracket-Bogen-Geometrie näherungsweise zu bestimmen. Zu diesem Zweck werden Mehrzahnsysteme in überschaubare Zwei-Zahn-Systeme unterteilt und deren mechanische Gleichgewichtssituation näher untersucht. Ziel der

Betrachtungen ist die Bestimmung derjenigen Kräfte und Momente, die auf jeden einzelnen Zahn wirken.

2.7.1.1. Klassifizierung von Zwei-Zahn-Systemen

C.J. Burstone [19, 20, 21] unterteilte mögliche Zwei-Zahn-Konfigurationen in sechs Geometrien (I-VI). Diese unterscheiden sich jeweils durch die Winkel α und β , die die beteiligten Brackets mit der Interbracketachse einschließen (19).

Geometrie I ist durch gleich große und gleichsinnige Winkel Φ_A und Φ_B gekennzeichnet. Der Quotient Φ_A/Φ_B hat den Wert 1,0. Beim Einligieren eines geraden, elastischen Drahtes kommt es zur Ausbildung zwei gleich großer, gleichsinniger Momente M_A und M_B , wobei ein Zahn eine intrudierende, der andere eine gleich große extrudierende Kraft erfährt. Das System befindet sich in einem statischen Gleichgewicht, die Summe aller vertikalen und horizontalen Kräfte ist gleich null, ebenso die Summe aller Momente. Weitere Ausführungen zu den Bedingungen des statischen Gleichgewichtes finden sich bei *Adomeit* [1], *Burstone* und *Sachdeva* [21], *Mulligan* [107] und *Nikolai* [111].

Geometrie II ist gekennzeichnet durch den Quotienten $\Phi_A/\Phi_B = 0,5$. Bei dieser Konfiguration treten unterschiedlich große Momente M_A und M_B auf, die vertikalen Kräfte verringern sich gegenüber Geometrie I.

Beim Vorliegen der **Geometrie III** hat Φ_A den Wert 0, der Quotient Φ_A/Φ_B somit ebenfalls. Das Moment M_A erreicht die halbe Größe von M_B ; M_A und M_B wirken gleichsinnig.

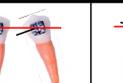
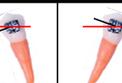
In der **Geometrie IV**, bei der der Quotient Φ_A/Φ_B den Wert $-0,5$ annimmt, tritt keinerlei Moment M_A auf; auf diesen Zahn wirkt somit isoliert eine intrudierende Kraft F_A . Der in einem Bracket eingebundene Draht durchläuft nach Anheben auf das Slotniveau passiv das Bracket des anderen Zahnes.

Nimmt der Winkel Φ_A stärkere negative Werte an, geht die Konfiguration in die **Geometrie V** über. Infolge der fortschreitenden Drahtdurchbiegung kommt es zur Ausbildung eines Momentes M_A , das kleiner und dem Moment M_B entgegengesetzt ist. Die vertikalen Kräfte F_A und F_B nehmen weiter ab.

Erreicht Φ_A den gleichen Betrag wie Φ_B , bildet sich eine **Geometrie VI** aus. Diese ist durch gleich große, entgegengesetzte Momente M_A und M_B gekennzeichnet. Beim Vorliegen dieser Geometrie treten keinerlei vertikale Kräfte auf.

Von *Burstone* sowie *Melsen* und Mitarbeitern [102] wurden die Erkenntnisse der Zweizahnmechanik zur Segmentbogentechnik weiterentwickelt, die mehrere Zähne zu Zahngruppen zusammenfasst und dann jeweils eine Gruppe wie einen einzelnen Zahn betrachtet.

Geometrie Klassen [Burstone & Koenig]

Klasse	I	II	III	IV	V	VI
 $\Phi_B = \text{konstant}$	 $\Phi_A = \Phi_B$	 $\Phi_A = 0,5 \Phi_B$	 $\Phi_A = 0$	 $\Phi_A = -0,5 \Phi_B$	 $\Phi_A = -0,75 \Phi_B$	 $\Phi_A = -\Phi_B$
$\frac{\Phi_A}{\Phi_B}$ Winkelquotient		0,5	0	-0,5	-0,75	-1
F_A F_B Kräfte an A & B	↓ ↑	↓ ↑	↓ ↑	↓ ↑	↓ ↑	↓ ↑
M_A M_B Momente an A & B						
M_A/M_B Momentquotient		0,5	0	0	-0,4	-0,5

19: Die Zwei-Zahn-Geometrien, umgezeichnet nach *Burstone* und *Koenig* (aus [102]).

Die Zwei-Zahn-Geometrie bildet die Basis für das Verstehen individueller Wechselwirkungen zwischen Draht und Bracketslot. Die experimentelle Untersuchung von *Burstone* und *Koenig* [19] analysierte exakt die initialen Kraftsysteme und Momente eines variablen Zwei-Zahn-Modells und definierte sechs verschiedene geometrische Klassen. Diese grundlegende Arbeit bildet den theoretischen biomechanischen Hintergrund für jede gezielte klinische Zahnbewegung.

2.8. Bestimmung orthodontischer Kraftsysteme

Die Bestimmung der Größe der tatsächlich wirkenden Kraftsysteme beim Einlagern des Bogens in die Multibracketapparatur ist bis dato nicht bestimmbar, jedoch näherungsweise berechenbar. Zur Berechnung dieser

Kraft ist jedoch die Kenntnis der Position des Widerstandszentrums notwendig.

Zwar ist dem Behandler die Bracketposition ersichtlich, die Lage des Widerstandszentrums hingegen kann klinisch und mittels radiologischer Hilfsmittel lediglich vermutet werden [129]. Die Kraftapplikation erfolgt daher in der Praxis mehr oder weniger „nach Gefühl“ des Behandlers auf der Basis von theoretischen und in-vitro erarbeiteten Empfehlungen [122]. Es wurden bereits zahlreiche Studien über die Entwicklung entsprechender Messapparaturen und Verfahren veröffentlicht wie z.B. eine Studie der Universität Wien, die in einer in-vitro-Messung, beruhend auf einer 3D-Messappatur, ähnlich wie in der vorliegenden Studie einen Kraft-Moment-Sensor zum Einsatz brachte, um die initiale Kraftabgabe und das initiale Drehmoment an den beteiligten Zähnen zu ermitteln [28]. In der Literatur finden sich zahlreiche Veröffentlichungen, die die verschiedensten Lösungsansätze vorstellen, um die vom Bogen ausgehenden Kräfte direkt zu messen, die sich allerdings immer wieder als äußerst problematisch erwiesen [90, 84, 24, 117, 122, 48].

Bisher wurden nur wenige Untersuchungen zu den initialen Kraftsystemen innerhalb orthodontischer Apparaturen im Sinne einer vollständigen Multibracketapparatur publiziert, die darüber hinaus das experimentelle Stadium nicht verlassen haben. So wurde ein Konzept entwickelt, bei dem ein Messsystem die Kraftsysteme erstmalig in vivo erfassen konnte, so dass die individuelle Komponente „Zahn-Desmodont-Knochen“ Berücksichtigung fand [122]. Aufbauend auf der Erarbeitung eines geeigneten Messprinzips erfolgte die Entwicklung der einzelnen Komponenten des Messsystems. Mit ihnen war es möglich, die vom Bogen ausgehenden Kräfte mit Hilfe eines teilbaren Spezialbrackets im Munde des Patienten zu messen. Dabei wurden die im Bracketschloss wirkenden Kraftsysteme an der Bracketbasis isoliert und mittels einer Vorrichtung

räumlich fixiert so abgegriffen, dass sie sensorisch erfasst werden konnten. Ein vom elastischen Drahtbogen erzeugtes Kraftsystem wird durch das teilbare Spezialbracket hindurch auf den Zahn übertragen. Dieses Spezialbracket besteht aus einem Schloss und einem Basisteil, die durch ein feinmechanisches Verbindungselement gekoppelt werden. So wird die vollständige Trennung von Schloss und Basis während der Messung ermöglicht. Der Kraftfluss geht vom Drahtbogen durch das ungeteilte Bracket hindurch direkt auf den Zahn. Zu Beginn des Messvorganges wird der 3-D-Sensor mit Hilfe einer Greifvorrichtung mit dem Schloss des teilbaren Brackets verbunden. Und danach in dieser Position relativ zum Kopf des Patienten über eine Haltevorrichtung fixiert. Anschließend werden durch Lösen des feinmechanischen Verbindungselementes Schloss und Basisteil des Brackets getrennt. Damit wird das Kraftsystem vom Zahn weg in die Sensoreinheit umgeleitet, so dass die Messdaten erfasst werden können. Durch einen Luftspalt zwischen Basis und Schloss ist sichergestellt, dass das Kraftsystem vollständig vom Zahn isoliert ist. Da der elastische Drahtbogen jetzt in der therapeutischen Position fixiert ist, ist das gemessene Kraftsystem identisch mit dem Kraftsystem in der therapeutischen Ausgangssituation. Nach Durchführung der Messung werden die Bracketbauteile wieder verbunden und die Sensoreinheit entfernt. So ist der therapeutische Zustand wiederhergestellt, und die Messung kann am nächsten Zahn erfolgen [122].

Zwar konnten Messfehler dabei in einem Bereich gehalten werden, der durchaus Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen erlaubt; die Praktikabilität erlaubte jedoch ausschließlich Messungen im Frontzahnbereich.

2.9. Problemstellung und Ziel der Studie

Gleichermaßen wie für die bukkale Bracketapparatur, beschränkt sich die Literatur bei lingualen Behandlungsapparaturen lediglich auf einzelne Studien zur Biomechanik [79], auf Laborprozesse, Tragekomfort, Hygieneverhalten und Auswirkungen auf die Aussprache [74, 75, 39], sowie eine Studie zu Wurzelresorptionen als Nebenwirkungen der Zahnbewegung in der Lingualtechnik, bei der die Ergebnisse jedoch zeigen, dass apikale Resorptionen nicht vermehrt auftreten [49]. Grund für die sich bisher auf die bukkalen Behandlungsapparaturen beschränkten Untersuchungen zu den initialen Kraftsystemen sind unter anderem die hohen Anforderungen an die Messapparatur, die im Zusammenhang mit der Erfassung der komplexen Kraftsysteme auftritt und damit die Konstruktion einer solchen Apparatur erschwert. Hinzu kommt die Entwicklung eines Verfahrens, um Einzelkräfte und Drehmomente zu differenzieren und dreidimensional wiederzugeben. Die vorliegende Studie hatte daher zum einen die Entwicklung eines Versuchsaufbaus zum Ziel, der die Bestimmung der am Zahn wirkenden Kräfte und Drehmomente bei Verwendung einer lingualen Apparatur als auch den Vergleich zu einer konventionellen bukkalen Apparatur ermöglicht und zum anderen die Durchführung der Messung mit Wiedergabe differenzierter Ergebnisse. Aufgrund der steten Entwicklung und Nachfrage der lingualen gegenüber der konventionellen Multibandapparatur ergibt sich die Frage, in wieweit Unterschiede zwischen beiden Techniken auftreten und welche Auswirkungen diese auf die weitere Entwicklung der jeweiligen Technik haben werden [50]. Die Biomechanik beispielsweise unterscheidet sich bei lingualen und labialen Bracketsystemen durch eine andere Lage des Kraftangriffs zum Widerstandszentrum des Zahnes. Die geringere Interbracketdistanz macht den Einsatz hochelastischer Materialien erforderlich. Keine Unterschiede liegen in der Behandlungsdauer beider Techniken vor. Fraglich ist der Unterschied zwischen den wirksamen

Kraftsystemen. Daher ist das Ziel dieser Studie der Vergleich der initialen Kraftsysteme, die während der Nivellierungsphase bei Verwendung von Bukkalbrackets, herkömmlichen Lingualbrackets der 7. Generation und den neuen Incognito™ Lingualbrackets auftreten. Dabei sollen die Größen der Kraftsysteme für alle Behandlungsapparaturen erfasst und etwaige Unterschiede herausgestellt werden.

3. Material/Methode

In der vorliegenden Arbeit sollen die initial wirksamen Kraftsysteme innerhalb der komplexen Bracket-Bogen-Geometrie einer vollständigen lingualen und bukkalen Multibracketapparatur gemessen werden. Im einzelnen wurden die auftretenden Kräfte und Momente bei Verwendung des Incognito™¹ Lingualbracketsystems und dem herkömmlichen Lingualbracketsystem der Ormco 7th Generation mit denen von einem bukkalen Straightwire-System verglichen.

3.1. Patienten und Messmodelle

Sägemodelle von zehn in der kieferorthopädischen Praxis von Dr. Dirk Wichmann, Bad Essen, mit dem Incognito™-Bracket behandelten Patienten, wurden in einem Malokklusions-Set-up zur Verfügung gestellt. Es handelte sich um Duplikatmodelle des Bracket-Set-up, das bereits bei den Patienten eingesetzt wurde. Alle Modelle wurden zur Positionierung des Messsystems mit Hartgips Typ III in Accutrac-Formen² befestigt. Dabei handelt es sich um Kunststoffsockel mit magnetischer Montagehilfe zur exakten Positionierung des Modells im Artikulator. Der Kunststoffsockel ermöglicht durch seine ausgeprägte Verzahnung zwischen Modell und Sockel gleichzeitig eine eindeutige Replatzierung des Modells in den Kunststoffsockel. Aufgrund der angewandten Splitcastmethode besteht die Möglichkeit, jeden einzelnen zur Messung vorgesehenen Zahn der Modelle nach Ausrichtung in einem dreidimensionalen Koordinatensystem zu entnehmen und gegen einen Sensor auszutauschen.

¹ Fa. T.O.P. Service, Bad Essen, Germany

² Coltene/Whaledent, New Jersey, USA

3.2. Brackets

Das neue linguale Bracketsystem, das unter dem Namen Incognito™ vertrieben wird, besteht aus Goldgussbrackets, die im Rapid-Prototyping Verfahren hergestellt werden. Das CAD/CAM Verfahren basiert auf einer digitalen Erfassung der Malokklusion, sowie einer EDV gestützten individuellen Positionierung und Gestaltung [156].

Hierbei werden zunächst zweiphasige Silikonabformungen am Patienten genommen und die daraus hergestellten Modelle zur Anfertigung eines individuellen Ziel-Set-up herangezogen [156, 152, 154]. Mit einem hoch auflösenden optischen 3-D-Scanner wird das therapeutische Set-up berührungslos gescannt. Analog zur menschlichen Wahrnehmung muss auch dem 3-D-Scanner das Modell aus mehreren Perspektiven präsentiert werden, um eine vollständige räumliche Darstellung zu erhalten. Das Ergebnis ist ein Flächenverbund (Standard Triangulation Language, STL-Flächen), der sich im Rechner dreidimensional betrachten, und mit einer entsprechenden Konstruktionssoftware bearbeiten lässt.

Vor der Weiterverarbeitung wird der zu beklebende Kiefer optimal zur späteren Slotebene ausgerichtet. Dieses Vorgehen auf virtueller Basis ist das digitale Pendant des entsprechenden Schrittes beim patentrechtlich geschützten Transfer Optimised Positioning System (T.O.P.) [156, 126]. Im Gegensatz zu den herkömmlichen linguale Brackets, die Standardnetzbasen aufweisen [155], werden für diese neu entwickelten Brackets individuelle Basen auf den Lingualflächen der Zähne erzeugt. Aufgrund der extremen Genauigkeit des zur Verfügung stehenden Scans, mit einer Auflösung von mindestens 0,02mm, passen die Basen formschlüssig auf die Zähne, und es muss keine weitere Anpassung mit Composite erfolgen. Die Bracketkörper (Goldbracket) werden mit einer geeigneten Konstruktionssoftware (CAD-Programm) frei konstruiert.

Dieser Bracketkörper ist maximal flach, gewährleistet eine vollständige Kontrolle über den Zahn und ermöglicht ein einfaches einlagieren. Der Slot (.018" x .025") verläuft im Seitenzahnggebiet „edgewise“ mit horizontaler Einschubrichtung, im Frontzahnggebiet verläuft er der individuellen Zahnmorphologie angepasst parallel zur lingualen Zahnoberfläche mit vertikaler Einschubrichtung.

Nach dem Konstruieren der Brackets werden die Bracketkörper ebenfalls in das oben beschriebene STL-Format konvertiert, damit sie in gleicher Form vorliegen wie das digitale Set-up und die darauf hergestellten Bracketbasen. Die Bracketkörper werden als komplette Bibliothek zum Set-up und den Padflächen dazugeladen und sind so angeordnet, dass die Slots bereits in der virtuellen Bogenebene liegen. Positionierungshöhe, Angulation und Torque sind somit schon vorgegeben, lediglich die erste Ordnung (Positionierungsdicke) wird manuell durch Verschieben und Drehen angepasst. Mit Hilfe von „High-End Rapid Prototyping“-Maschinen wird die virtuelle Bracketserie in ein reelles Analog überführt. Der Aufbau des Brackets nach dem Baukastensystem, bei dem die einzelnen Komponenten (Basis, Bracketkörper und Hook) unabhängig voneinander positioniert werden können, ist ein wesentlicher Unterschied zu bisherigen Systemen.

Zur Vermessung wurden die so hergestellten Brackets mit dünnfließendem Adhäsiv auf dem Malokklusionsmodell fixiert [156, 128] (14).

Dieselben Modelle wurden darüber hinaus vestibulär mit konfektionierten Straightwire-Brackets³ (Ormco Diamond Twin/Edelstahl) (16) mittels direkter Klebetechnik (Maximum Cure)⁴ versehen. Zehn weitere Modelle der gleichen Patienten wurden zusätzlich mit den Ormco 7th Generation Lingualbrackets nach dem T.O.P.-System bestückt (15).

³ Fa. Ormco, Orange, CA, USA

⁴ Maximum Cure, Fa. Reliance, IL, USA

Bei den Straightwire-Brackets handelt es sich um Zwillingsbrackets mit Vorjustierung nach *Roth* für die Frontzähne und Prämolaren mit einem Slot der Dimension $.018'' \times .025''$. Aus technischen Gründen wurden die Molaren mit einem adhäsiv befestigten Röhrchen anstelle eines üblicherweise verwendeten Molarenbandes versehen.

Bei den Ormco 7th Generation Brackets handelt es sich um konfektionierte Lingualbrackets mit einem $.018'' \times .025''$ Slot, das vor der Applikation durch einen Laborprozess nach einer der vorangehend beschriebenen Methode individualisiert werden muss.



14: Sägeschnittmodell mit Incognito™-Lingualbrackets



15: Sägeschnittmodell mit Ormco 7th Generation Lingualbrackets



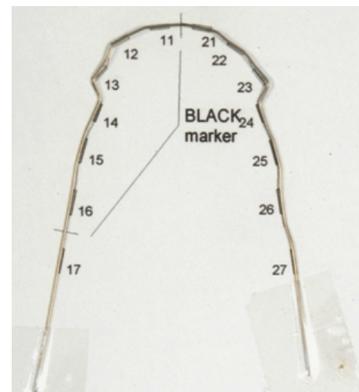
16: Sägeschnittmodell mit Ormco Diamond Twin-Bukkalbrackets

3.3. Bögen

Für die Vermessung der Lingualbrackets wurden individualisierte .016⁵ Sentalloy-Bögen⁵ verwendet. Die Geometrie der Bögen ergibt sich ähnlich der Standard-Edgewise-Technik aus der Anordnung der Bracketslots. Deren exakte Position ist durch die beschriebene Bracketherstellung in einer 3-D-Konstruktionssoftware bekannt und wird durch den Export von Bracketkoordinatensystemen an einen Biegeroboter⁶ weitergegeben [155].



17: unterschiedliche Formen des Zahnbogens auf der bukkalen u. lingualen Seite



18: 016.Sentalloy-Bogen für die Incognito™ Lingualtechnik

Dieser Roboter ist eine Weiterentwicklung des Orthomate Systems. Er arbeitet mit zwei Greifwerkzeugen und kann auch Bögen in hochkomplexen Geometrien präzise biegen. Superelastische Bögen werden dabei bereits während des Biegevorgangs umprogrammiert [153, 151]. Nur so ist eine exakte Fertigung auch im Frontzahnbereich, wo der Bogen eine charakteristische, tribünenartige Form hat, sicherzustellen (17) [156, 64].

Auf diese Weise wurde für jeden Patienten ein individueller Nivellierungsbogen angefertigt und für die Vermessung verwendet (18). Zur Vermessung der bukkalen Straightwire-Apparaturen wurde ein

⁵ Fa. GAC, Bohemia, NY, USA

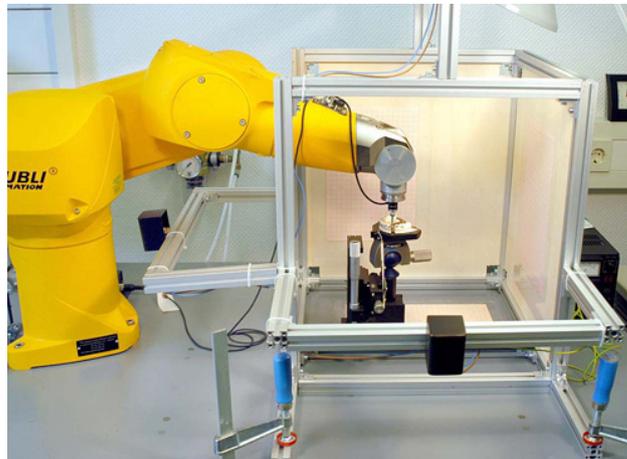
⁶ Fa. Orametrix, Berlin, Germany

konfektionierter Sentalloybogen verwendet, der in Qualität und Stärke dem lingual verwendeten Bogen entsprach.

3.4. Das Messsystem

3.4.1. Der Roboter

Die Vermessung der initialen Kraftsysteme erfolgte mit einem robotergestützten Messsystem. Kernstück des Robotic-Measurement-System (RMS) ist der Industrieroboter Rx60 der Firma Stäubli⁷ (19). Der Arm des Roboters besitzt sechs Gelenke und entsprechend sechs Freiheitsgrade. Er kann zum einen manuell in einem dreidimensionalen Koordinatensystem, abgestimmt auf den Sensor, gesteuert werden. Zum anderen besteht die Möglichkeit eine rechnergesteuerte Positionierung des Armes vorzunehmen, um die gewünschte Position mittels Eingabe von Gradzahlen oder metrischer Werte anzusteuern.



19: Robotic-Measurement-System:
Präzisionsroboter mit Kraft-Moment-Sensor und Messbox

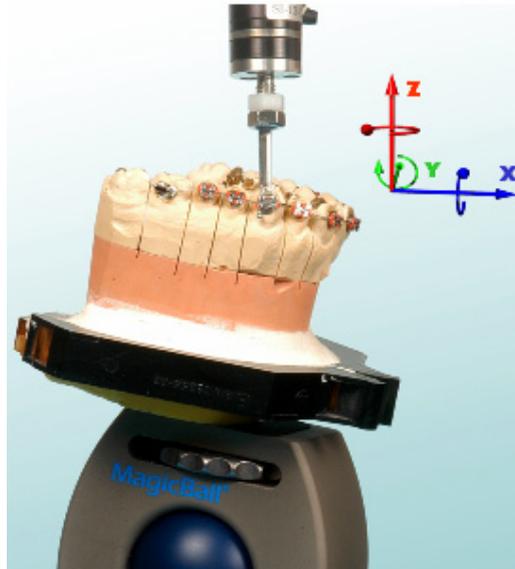
⁷ Fa. Stäubli, Bayreuth, Germany

Für den Versuchsaufbau wurde eine Messbox der Größe 40 cm x 45 cm aus Aluminiumschienen montiert. Der Boden, sowie die rechte Seitenwand und die Rückwand des Gerüsts wurden mit einem Referenzraster versehen. Mithilfe optischer Visiere und des Messrasters konnte die spätere Positionierung von Modell und Messbracket vorgenommen werden.

3.4.2. Der Sensor

Der FTS Nano 12-0,12 Kraft-Moment-Sensor der Firma Schunk⁸ ist in der Lage, Kräfte und Drehmomente für alle Ebenen des Raumes zu erfassen. Dabei handelt es sich um einen monolithischen Messkörper mit drei Messsträngen im Winkel von 120°. Jeder Strang ist mit zwei Halbleiter-Dehnungsmessbrücken bestückt, welche Verformungen im Mikrometerbereich erfassen können. Ein so genannter Multiplexer für eine Signalübertragung zur Auswerteeinheit befindet sich in einer separaten Verstärkerbox, die zwischen Sensor und Verbindungskabel eingebaut ist. In der Auswerteeinheit werden die Signale über die Kalibrationsmatrix in die drei Kraftkomponenten $F(x)$, $F(y)$ und $F(z)$ und die drei Momentkomponenten $M(x)$, $M(y)$ und $M(z)$ umgerechnet. Der Sensor misst die Einzelkräfte und Momente entlang dreier Raumachsen. Dabei entspricht die x -Achse den mesio-distalen, die y -Achse den oro-vestibulären und die z -Achse den vertikalen Kräften. Somit stellen die Drehmomente um die einzelnen Achsen für die x -Achse Torque, für die y -Achse Angulation und für die z -Achse Rotation dar (20).

⁸ Fa. Schunk, Lauffen/Neckar, Germany



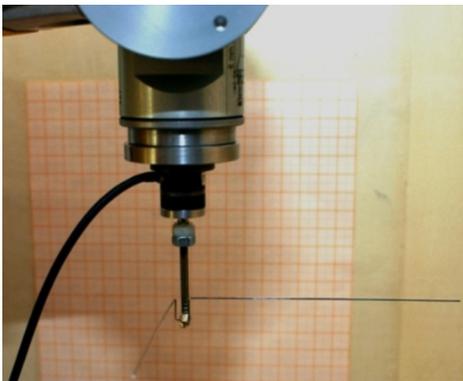
20: Phototechnische Überlagerung von Modell und Kraft-Moment-Sensor mit Brackettextension. Erkennbar ist die orthogonale Ausrichtung des Brackets. Das Diagramm verdeutlicht die Achsen, an denen Kräfte und Drehmomente erfasst werden.

Der eigentliche Sensorkopf besteht zum einen aus einer metallischen Grundplatte, die der magnetischen Befestigung am Roboterarm dient. Am anderen Ende ist der Sensor mit einem Schraubgewinde versehen, um einen Adapter mit dem entsprechenden Bracket anzubringen. Um keine zusätzlichen Drehmomente zu messen, war eine exakte Ausrichtung des Bracketmittelpunktes zum Sensormittelpunkt unerlässlich, da die Messungen der Kraftsysteme im Sensormittelpunkt vorgenommen wurden. Eine eigens dafür konstruierte Apparatur ermöglichte die exakte Ausrichtung des am Sensor befestigten Brackets zum Mittelpunkt des Kraft-Moment-Sensors. Dabei wurde die z-Achse vertikal durch den Mittelpunkt der Sensorplatte positioniert und war damit kongruent zur z-Achse des sensoreigenen Koordinatensystems. Für die x- und y-Achse waren rechnerische Transformationen der Messergebnisse notwendig.

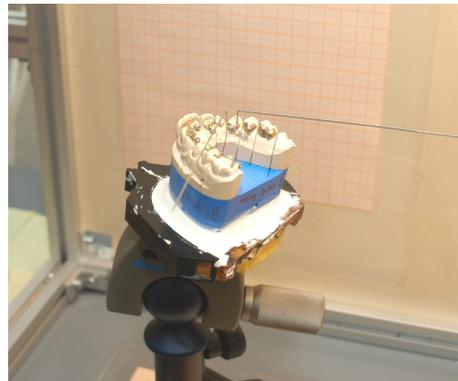
Die Steuerung des Messprozesses erfolgte mit dem Programm RMS Biomech, das gleichzeitig eine graphische Darstellung der Messwerte in Form von horizontalen Balkendiagrammen ermöglichte.

Am Schraubgewinde des Kraft-Moment-Sensors wurde eine Extension mit einem adhäsiv fixierten Messbrackett befestigt. Für jeden zu vermessenden Zahn wurde eine entsprechende Extension hergestellt, so dass die Messbrackets stets identisch mit ihrem auf dem Modell fixierten Äquivalent waren.

Bei der Applikation der Brackets auf die Sensorextension wurde eine Positionierungshilfe verwendet, um zu gewährleisten, dass der Slot des Messbrackets orthogonal ausgerichtet war und sämtliche Angulation des Slots eliminiert waren. Die Bracketextension des Sensors wurde mithilfe eines Messkreuzes der Dimension 18 x 25 so justiert, dass die gemessenen Kräfte einer mesio-distalen, einer oro-vestibulären und einer vertikalen Verlaufsrichtung entsprachen. Die gemessenen Drehmomente entsprachen somit Torque, Angulation und Rotation.



21: Orientierung des Sensorbrackets in Neutralposition mithilfe eines Justierungsbogens



22: Positionierung des Modells mit Hilfe eines Messraster und Messkreuzes durch optische Visiere

3.5. Messung

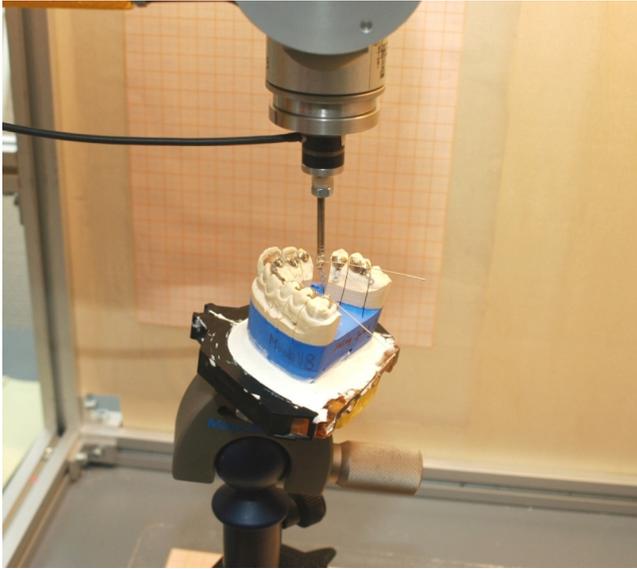
Die einzelnen Modelle wurden zunächst magnetisch auf einem Kugelgelenk eines Stativs, welches selbst ebenfalls mittels eines Magneten auf dem Labortisch fixiert war, montiert und innerhalb des Referenzrahmens dreidimensional ausgerichtet. Dazu wurde das Bracket des zu vermessenden Zahnes mit demselben Edelstahl-Messkreuz der Dimension 18 x 25 versehen und mit Hilfe der optischer Visiere orthogonal zu den entsprechenden Raumachsen ausgerichtet, so dass Torque, Angulation und Rotation des Bracketslots eliminiert waren. Dabei projizierte das Messkreuz einen entsprechenden Schatten auf die Referenzraaster. Die räumliche Position des Brackets wurde mit Hilfe eines justierbaren Messzeigers erfasst. Der entsprechende Zahn wurde anschließend aus dem Splitcastmodell entfernt und durch das entsprechend am Sensor befestigte Bracket ersetzt. Der justierbare Zeiger ermöglichte dabei die exakte Reposition des Sensorbrackets.

Vor dem Einsetzen des orthodontischen Bogens erfolgte eine Kalibrierung des Sensors um zu gewährleisten, dass die Messergebnisse nicht durch das Eigengewicht des Sensors verfälscht wurden. Nach dem Austausch wurde der entsprechende Bogen eingesetzt und mit Hilfe elastischer Ligaturen an allen Brackets befestigt. Für die in der Lingualtechnik verwendete Doppelligatur (Double Overtie für die 7th Generation Brackets und German Overtie für die Incognito™ Brackets), wurde ein Kettenglied einer Powerchain⁹ zweifach um das jeweilige Lingualbracket geschlungen. Bei den Bukkalbrackets wurden Alastics¹⁰ verwendet, die an allen vier Bracketflügeln befestigt wurden.

Durch den konsekutiven Austausch von Sensor- und Modellbracket, konnten alle Kraftsysteme für jeden einzelnen Zahn erfasst werden.

⁹ Fa. Ormco, Orange, CA, USA

¹⁰ Fa. Smile-Dental, Düsseldorf, Germany



23: Versuchsaufbau im Zustand der Messung

Zur Ermittlung der Kraftsysteme bei Anwendungstemperatur der superelastischen Bögen wurde die Apparatur mit einer Kunststoffhaube bedeckt und die Umgebungstemperatur mittels erwärmter Druckluft auf $37\pm 1^\circ\text{C}$ eingestellt. Die Temperatur wurde dabei mit einem digitalen Thermometer in unmittelbarer Umgebung des Sensorbrackets erfasst. Bei jedem Patienten wurden die einzelnen Zähne jedes Zahnbogens vom zweiten Prämolaren bis zum zweiten Prämolaren der Gegenseite vermessen. Mit Hilfe der RMS Biomech Software wurden die vom Kraft-Moment-Sensor gemessenen Werte innerhalb des vorangehend beschriebenen Koordinatensystems dargestellt. Aus zwei Messzyklen á zehn Einzelmessungen wurde für jeden Zahn der Mittelwert für jede Einzelkraft und jedes Drehmoment ermittelt. Die gemessenen Kräfte entsprachen dabei den am Bracket wirksamen. Da sich jedoch die Messeinheit des Sensors in einem durch den Bracketträger bedingten Abstand zum Bracket selbst befindet, mussten die gemessenen Drehmomente entlang der horizontalen Raumachsen aufgrund des Hebelarms auf die am Bracket tatsächlich wirksamen umgerechnet werden. Eine Umrechnung für die Drehmomente entlang der z-Achse war nicht nötig, da das Bracket mit einer Positionierungshilfe exakt entlang der

Längsachse des Sensors befestigt wurde und zusätzliche Drehmomente somit vermieden wurden.

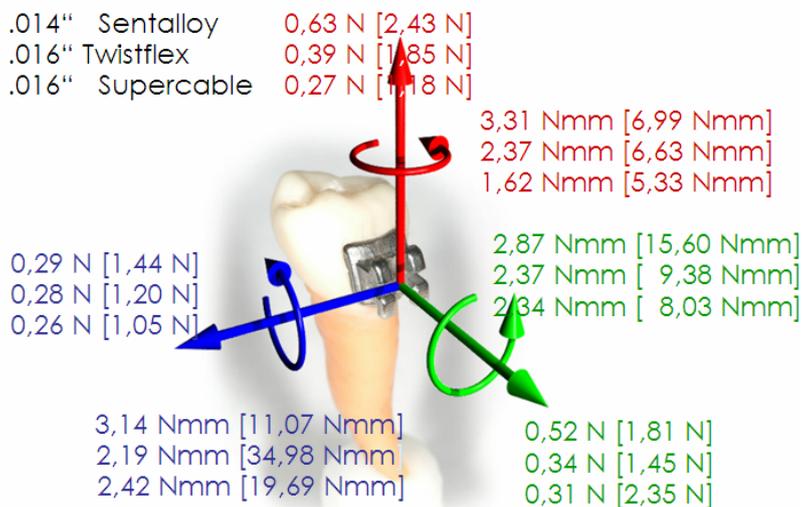
3.6. Statistik

Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS 12.0 für Windows (SPSS inc, Chicago, IL, USA). Zur Überprüfung der Normalverteilung der Variablen wurde der Kolmogorov-Smirnov „Goodness of Fit Test“ angewandt. Die empirischen Verteilungen unterschieden sich signifikant von den angenommenen Normalverteilungen ($p < 0,05$). Somit wurde für die statistische Auswertung der Man-Whitney-U-Test als nichtparametrischer Test für unabhängige Stichproben eingesetzt. Das Signifikanzniveau wurde mit $p = 0,05$ festgelegt.

4. Ergebnisse

Die Auswertung der Messwerte erfolgte zunächst für den gesamten Zahnbogen. Zur Präzisierung der Messwerte wurden ferner das Frontzahnsegment (Zähne 13-23) und das Seitenzahnsegment (Zähne 14-15 & 24-25), sowie die einzelnen Zahntypen betrachtet. Ferner erfolgte ein intraindividuelle Vergleich der Kraftsysteme aller drei Techniken für jeden einzelnen Patienten.

Messergebnisse - deskriptiv



24: Mittlere und [maximale] Kräfte sowie Drehmomente (Beträge) entlang der drei Raumachsen

Der statistische Vergleich der resultierenden Kraftsysteme von Lingual- und Bukkalbrackets unter Berücksichtigung aller gemessenen Zähne ergab für die Einzelkräfte keine signifikanten Unterschiede (25).

Bei Patienten mit den Incognito™ Lingualbrackets ergaben sich für die angulatorischen Drehmomente signifikant ($p \leq 0,05$) geringere, für die rotatorischen Drehmomente höchst signifikant ($p \leq 0,001$) größere Werte gegenüber denen der Bukkalbrackets und Lingualbrackets 7th Generation. Ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,07$) für die kippenden (Torque) und

angulatorischen Drehmomente konnte zu Lasten der Lingualbrackets 7th Generation errechnet werden (26 und Tabelle 3).

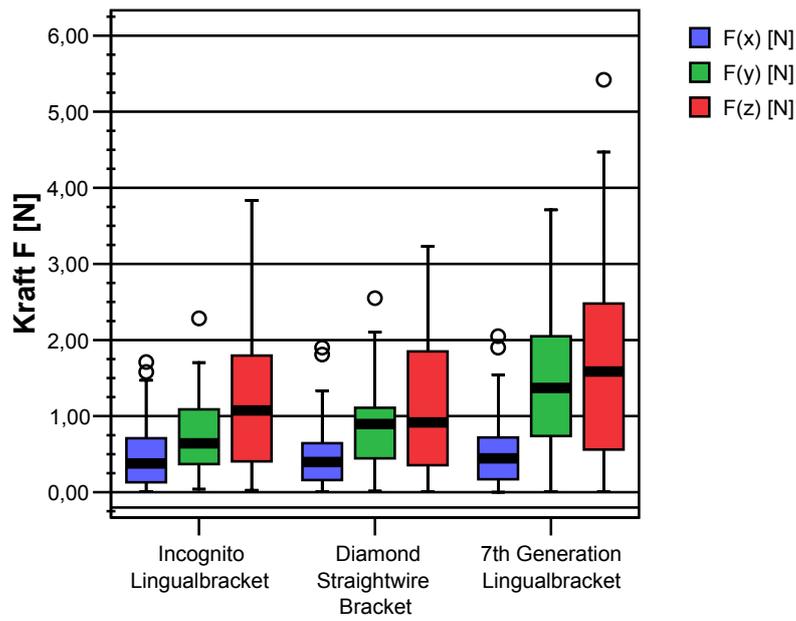
In den einzelnen Zahnbogensegmenten waren die Unterschiede zwischen den Kraftsystemen der drei Bracketarten für den Frontzahnbereich nicht signifikant. Hier resultierten lediglich bei den Lingualbrackets 7th Generation auffällig höhere Werte ($p \leq 0.06$) bei den orovestibulärgerichteten Kräften (27 und Tabelle 4).

Bei den kippenden Drehmomenten ergaben sich auffällige, aber nicht signifikant ($p \leq 0.05$) geringere Werte in der mit Incognito™ Lingualtechnik behandelten Patientengruppe (28).

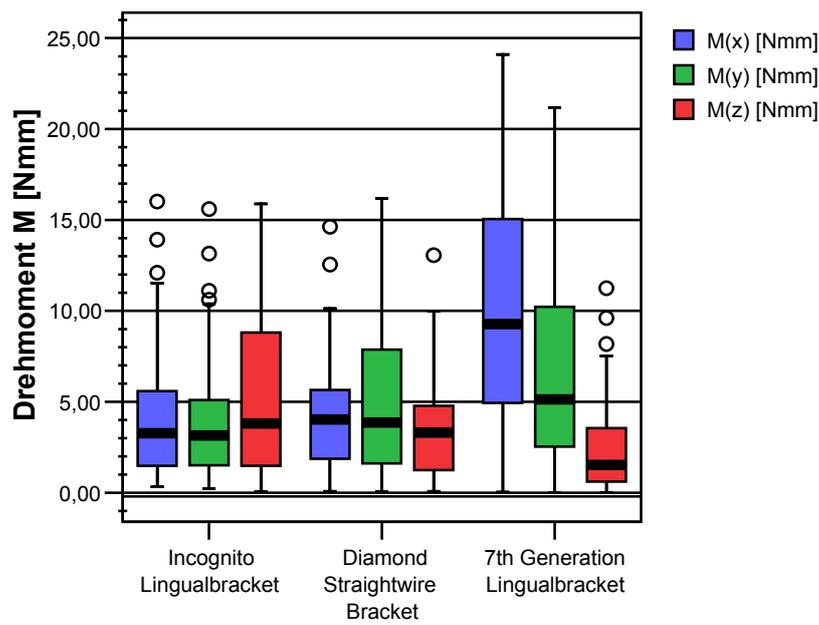
Im Seitenzahnsegment konnte für die rotatorischen Drehmomente ein signifikanter Unterschied zu Lasten der Incognito™ Lingualbrackets errechnet werden, sowie ein höchst signifikanter Unterschied angulatorischer und kippender Drehmomente zu Lasten der Lingualbrackets 7th Generation. (30).

Unter Berücksichtigung einzelner Zahntypen fielen insbesondere die seitlichen Schneidezähne durch signifikant größere vertikalgerichtete Kräfte zu Lasten der 7th Generation Lingualbrackets, sowie bei den zweiten Prämolaren der Incognito™ Lingualbrackets auf (31 & 32).

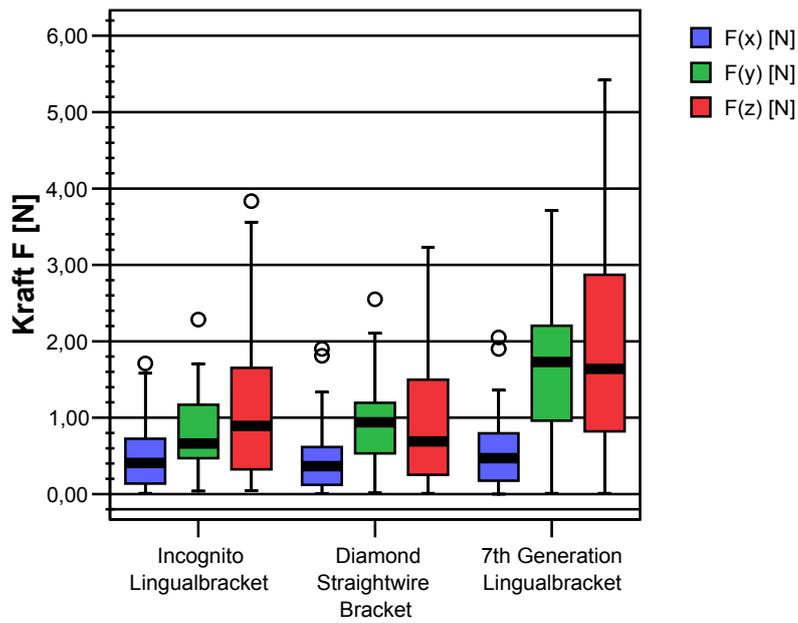
Bei den zweiten Prämolaren entstanden in der Lingualtechnik mit der Incognito™-Apparatur ebenfalls signifikant ($p \leq 0.05$) größere rotatorische, sowie mit den Brackets der 7. Generation hohe kippende und angulatorische Momente (33); die seitlichen Schneidezähne zeigten bei Verwendung der Bukkaltechnik signifikant größere ($p \leq 0.05$) angulatorische Drehmomente, sowie große angulatorische und kippende Drehmomente bei den 7th Generation Lingualbrackets (34).



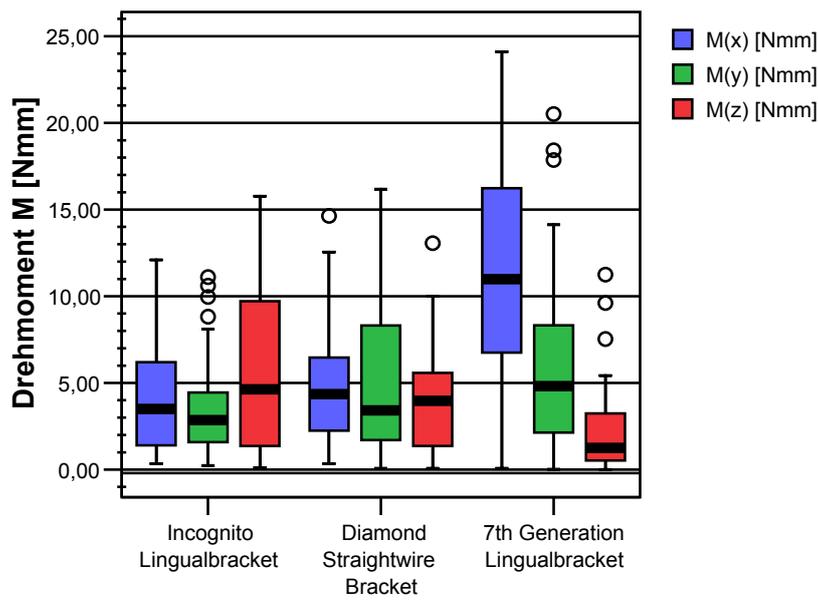
25: Kräfte für den gesamten Zahnbogen



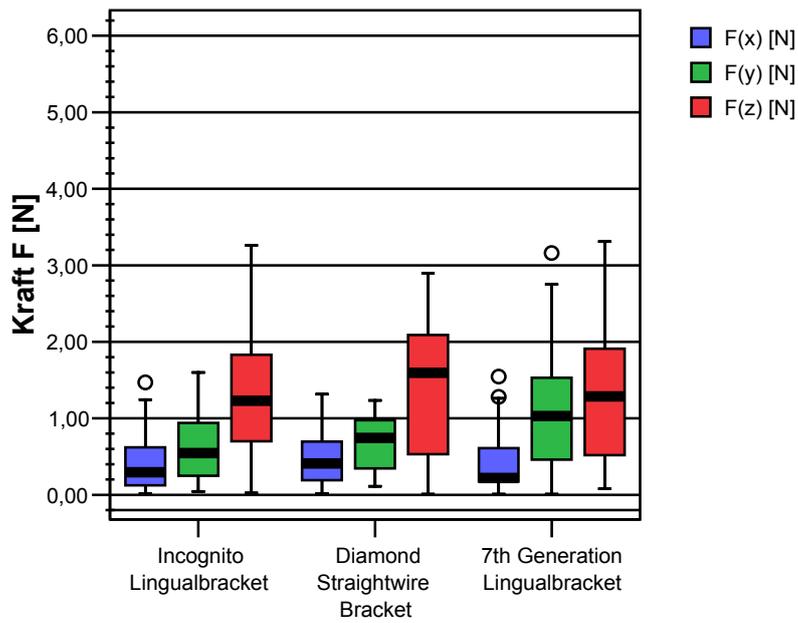
26: Drehmomente für den gesamten Zahnbogen



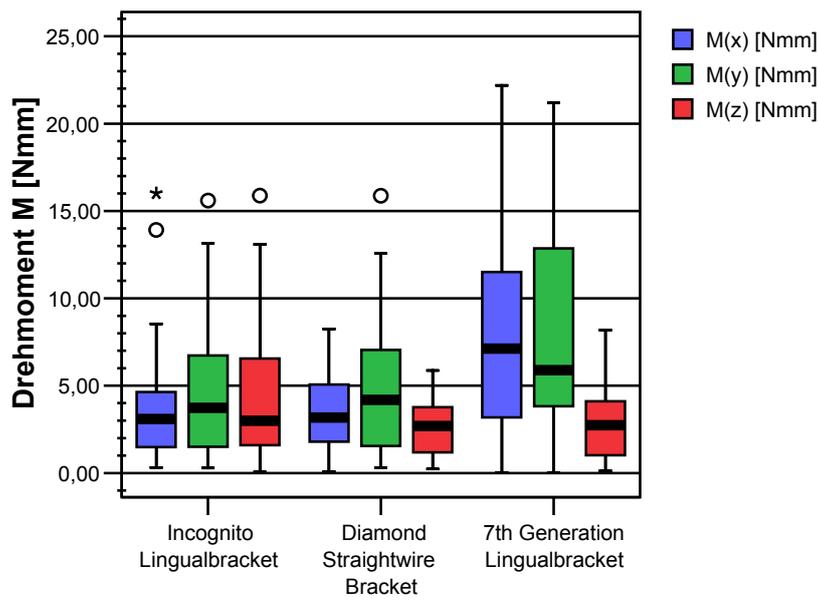
27: Kräfte für das Frontzahnsegment



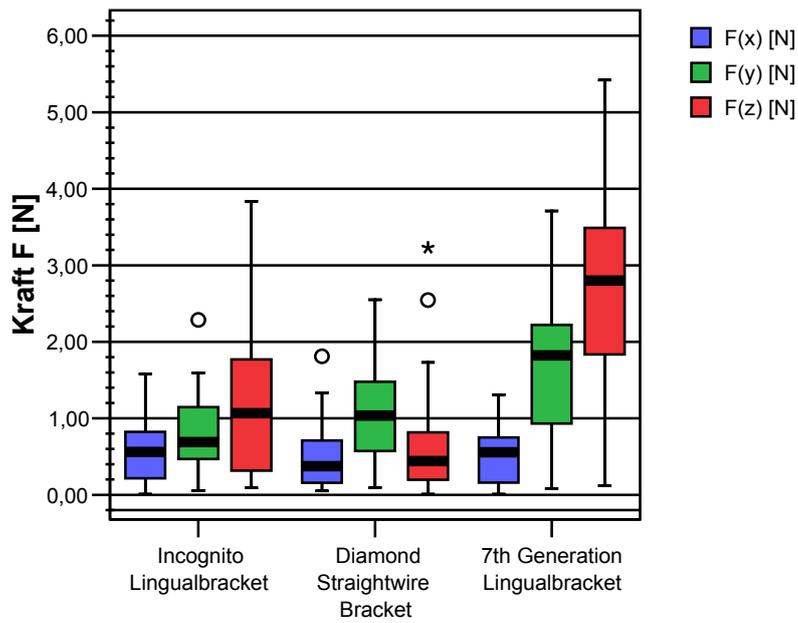
28: Drehmomente für das Frontzahnsegment



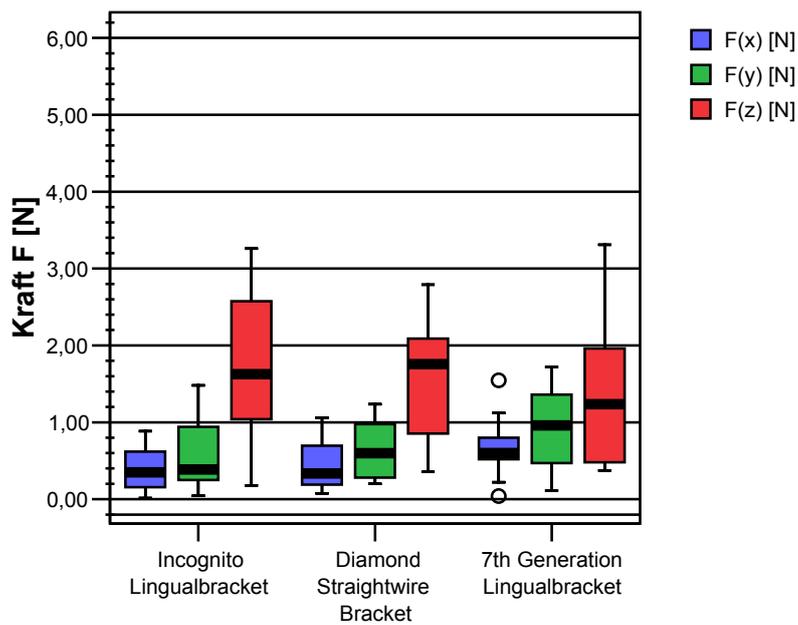
29: Kräfte für das Seitenzahnsegment



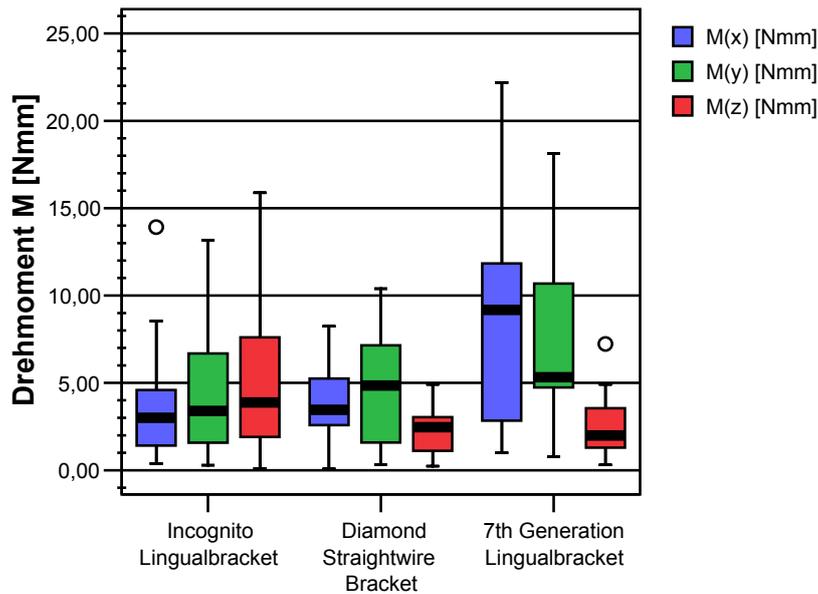
30: Drehmomente für das Seitenzahnsegment



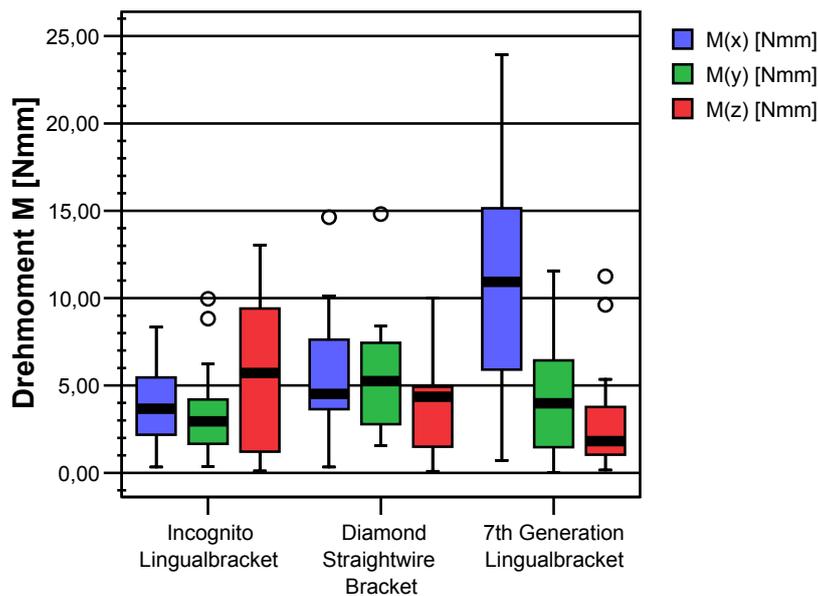
31: Kräfte für die seitlichen Schneidezähne



32: Kräfte für die ersten Prämolaren



33: Drehmomente für die zweiten Prämolaren



34: Drehmomente für die seitlichen Schneidezähne

Die abschließende Betrachtung der Kraftsysteme für jeden einzelnen Patienten bestätigte die vorangehende statistische Datenanalyse. Es muss allerdings bemerkt werden, dass für einzelne Modelle geringere Kraftsysteme in den Lingualtechniken ebenso auftraten, wie geringere

Kraftsysteme für andere Modelle bei Verwendung der Bukkaltechnik (Tabelle 2 Teil 1 und Teil 2).

Insgesamt zeigten die Ergebnisse in nur wenigen Bereichen signifikante Unterschiede zwischen den resultierenden Kraftsystemen lingualer und bukkaler Behandlungstechniken, die sich bei genauerer Betrachtung auf einige wenige Zahntypen verteilten.

Die Auswertung hinsichtlich der Interbracketabstände bzw. der Relationen zwischen freier Drahtlänge und Gesamtlänge des eingesetzten Bogens ergab, dass bei den Incognito™ Lingualbrackets im Gegensatz zum bislang üblichen Bracketdesign der 7th Generation ebenso günstigere Verhältnisse vorherrschten, wie auch bei Verwendung bukkaler Brackets und standardisierter Bögen. Das Verhältnis der freien Drahtlänge zur Gesamtbogenlänge lag mit 76% bei der Incognito™ Lingualtechnik deutlich über dem Verhältnis von 56% bei der Bukkaltechnik (Tabelle 5)

Anhang

Tabelle 1: Mittelwerte der Kräfte und Drehmomente sowie Signifikanzniveaus der U-Test-Statistik für die einzelnen Zahntypen

Zahntypen		F(x) [N]	F(y) [N]	F(z) [N]	M(x) [Nmm]	M(y) [Nmm]	M(z) [Nmm]
mittlerer Schneidezahn	Incognito	0,5585	0,8585	1,1825	5,167	3,6934	5,049
	Ormco Straightwire	0,3815	0,9063	1,2845	5,2028	4,5448	3,2773
	7 th Generation	0,5050	1,3810	1,8610	20,595	0,8110	1,7810
	Signifikanz	0,355	0,925	0,461	0,841	0,64	0,369
seitlicher Schneidezahn	Incognito	0,5715	0,8195	1,228	3,8328	3,3538	5,5238
	Ormco Straightwire	0,5155	1,0943	0,7192	5,6115	5,398	3,927
	7 th Generation	0,3350	1,0510	2,4950	10,345	10,985	2,0410
	Signifikanz	0,429	0,134	0,076	0,063	0,03	0,242
Eckzahn	Incognito	0,3085	0,7152	1,0735	3,4473	3,059	6,605
	Ormco Straightwire	0,4343	0,6765	0,9013	3,2062	6,8635	4,314
	7 th Generation	0,6650	1,6610	1,4150	4,1250	8,710	4,1950
	Signifikanz	0,64	0,925	0,62	0,904	0,108	0,445
erster Prämolare	Incognito	0,415	0,555	1,6575	4,105	5,1161	4,0911
	Ormco Straightwire	0,44	0,6596	1,5386	2,9021	5,48	3,2546
	7 th Generation	1,0750	1,3180	0,4350	2,8410	7,5110	3,8910
	Signifikanz	0,804	0,541	1	4,82	0,839	0,734
zweiter Prämolare	Incognito	0,4337	0,6615	1,1643	3,5563	4,2898	5,1532
	Ormco Straightwire	0,4533	0,7188	1,3248	3,8708	4,8628	2,266
	7 th Generation	0,1601	0,5350	1,4910	11,595	3,3650	7,055
	Signifikanz	0,602	0,529	0,758	0,341	0,495	0,02

Anhang

		Modellnummer														
		1			2			3			4			5		
		Attachment			Attachment			Attachment			Attachment			Attachment		
		Incognito	7th Gen.	Ormco S	Incognito	7th Gen.	Ormco									
centr. Incisor	F(x) [N]	0,12	0,09	0,09	0,54	0,91	0,25	0,99	0,45	0,27	0,84	1,9	0,71	0,15	0	0,28
	F(y) [N]	0,08	1,19	0,54	1,56	1,45	0,76	0,25	0,01	0,4	1,05	2,28	1,18	1,55	1,85	1,04
	F(z) [N]	0,08	0,41	0,75	0,91	1,31	2,02	1,57	1,6	1,47	0,7	0,78	1,25	1,35	0,92	1,44
	M(x) [Nmm]	0,93	17,08	4,72	6,89	9,91	1,19	1,4	5	0,79	6,38	19,83	8,05	0	6,79	5,98
	M(y) [Nmm]	0,8	1,17	1,52	7,61	8,36	0,07	8,29	2,93	1,5	4,92	10,68	5,69	3,15	2,54	10,35
	M(z) [Nmm]	0,31	1,06	0,27	2,91	0,19	3,1	6,69	3,21	4,32	7,93	1,58	4,94	0,92	4,5	2,52
lateral Incisor	F(x) [N]	0,13	0,12	0,27	0,35	1,09	0,18	0,41	1,24	0,18	0,78	0,91	0,63	0,42	0,56	1,01
	F(y) [N]	0,21	1,77	0,33	0,62	2,61	1,66	0,66	1,1	0,75	0,75	2,05	1,16	1,46	1,5	0
	F(z) [N]	0,17	1,57	0,25	1,53	2,51	2,14	0,45	4,01	0,71	0,74	2,48	0,3	0,9	4,47	0,32
	M(x) [Nmm]	2,11	20,41	2,33	2,91	8,58	8,21	3,09	15,05	4,33	3,06	6,13	5,2	6,76	0,71	9,46
	M(y) [Nmm]	1,79	4,82	5,82	1,92	0,99	2,53	4,12	7,53	5,8	4,2	5,92	3,28	2,92	2,1	5,21
	M(z) [Nmm]	2,38	11,25	2,45	5,43	1,54	3,29	4,55	2,26	4,64	0,3	4,04	0,51	6,06	3,26	8,37
Canine	F(x) [N]	0,4	0,17	0,34	0,08	0,59	0,35	0,07	2,05	0,22	0,5	0,6	0,73	0,3	0,66	0,37
	F(y) [N]	0,44	0,31	0,27	0,57	2,1	0,49	0,35	0,91	0,48	0,69	1,82	0,95	0,53	2,56	0,86
	F(z) [N]	0,39	1,28	0,36	0,78	0,01	1,15	0,7	0,48	1,22	1,51	0,14	0,66	1,83	1,84	0,82
	M(x) [Nmm]	4,79	5,67	2,42	4,49	16,93	3,07	1,31	2,88	1,11	2,32	18,02	4,55	4,52	8,99	3,96
	M(y) [Nmm]	4,59	8,3	10,07	1,8	4,4	2,58	5,34	20,51	5,59	4,17	14,13	7,54	1,8	10,46	5,22
	M(z) [Nmm]	1,61	1,16	1,31	3,45	0,43	5,59	10,27	4,47	2,27	0,93	0,52	6,3	6,8	5,21	5,61
first Bicuspid	F(x) [N]	0,02	0,6	0,4	0,37	0,04	0,48	0,49	0,54	0,44	0,45	0,22	0,37	0,74	0,34	0,47
	F(y) [N]	0,06	0,5	0,74	0,23	1,21	0,21	0,42	1,42	0,69	0,86	1,15	0,78	0,33	1,02	0,28
	F(z) [N]	0,23	0,49	0,44	0,4	0,48	1,52	2,27	1,25	2,06	1,31	0,43	2,44	1,74	3,31	1,38
	M(x) [Nmm]	1,6	2,14	3,69	2,66	11,15	2,28	2,54	4,8	1,66	4,11	2,93	2,87	2,52	3,44	1,82
	M(y) [Nmm]	0,9	14,23	0,78	4	0,03	2,9	7,49	3,38	2,53	5,31	0,67	2,45	5,74	0,17	5,57
	M(z) [Nmm]	1,23	5,28	2,93	6,05	0,23	4,33	2	4,52	3,65	2,27	4,07	1,25	6,38	3,5	3,82
sec. Bicuspid	F(x) [N]	0,22	0,11	0,02	0,54	0,95	0,32	0,23	0,2	0,29	0,33	0,2	0,81	0,42	0,25	0,49
	F(y) [N]	0,18	1,03	0,2	0,88	0,74	0,52	0,8	2,51	0,64	0,93	1,03	0,89	0,25	1,11	0,67
	F(z) [N]	0,1	1,29	0,44	1,6	1,63	1,21	1,65	3,18	1,27	1,21	2	1,5	1,47	0,61	1,85
	M(x) [Nmm]	1,91	2,58	4,2	2,09	9,4	2,89	2,66	15,81	3,21	5,9	10,97	4,01	1,67	1	2,9
	M(y) [Nmm]	2,96	9,12	2,13	2,14	14,94	7,12	5,39	5,61	4,13	1,8	6,55	9,05	5,61	4,92	7,57
	M(z) [Nmm]	0,68	7,23	0,3	3,59	1,51	1,94	1,65	1,49	2,92	7,15	2,23	1,19	3,42	3,44	3,07

Tabelle 2: Intraindividuelle Vergleiche der Kraftsysteme Teil 1

Anhang

		Modellnummer														
		6			7			8			9			10		
		Attachment			Attachment			Attachment			Attachment			Attachment		
		Incognito	7th Gen.	Ormco	Incognito	7th Gen.	Ormco	Incognito	7th Gen.	Ormco	Incognito	7th Gen.	Ormco	Incognito	7th Gen.	Ormco
centr. Incisor	F(x) [N]	0,44	0,69	0,48	0,67	0,34	0,45	0,29	1,12	0,22	0,19	0,09	0,62	0,58	0,29	0,46
	F(y) [N]	0,71	1,27	0,86	1,13	1,75	1,21	0,55	1,2	1,06	0,36	0,88	0,7	1,34	1,75	0,83
	F(z) [N]	0,89	3,29	0,93	0,05	0,36	1,02	1,03	1,24	1,7	0,33	0,03	0,48	1,89	1,46	1,79
	M(x) [Nmm]	5,13	7,58	3,88	5,73	9,17	4,21	1,81	13,34	5,28	2,38	3,04	4,5	7,23	22,04	5,78
	M(y) [Nmm]	2,61	5,56	1,27	4,65	1,49	1,7	2,07	12,75	0,58	0,45	6,73	1,92	2,4	3,74	5,02
	M(z) [Nmm]	0	4,56	3,53	2,41	0,1	3,1	5,52	0,01	1,25	2,41	0,44	0,78	4,54	1,48	3,07
lateral Incisor	F(x) [N]	0,89	0,72	0,05	0,45	0,35	0,17	0,55	0,58	0,41	0,7	0,01	0,43	0,19	0,45	0,35
	F(y) [N]	0,74	2,01	0,82	0,95	2,35	1,07	0,66	3,71	1	0,77	1,88	0,73	0,72	2,09	0,74
	F(z) [N]	1,35	0,55	0,58	0,68	5,42	0,34	1,85	0,46	0,01	1,25	2,53	0,65	0	3,21	0,6
	M(x) [Nmm]	5,2	4,48	4,47	6,45	16,71	4,79	0,41	23,93	7,06	4,24	11,89	4,34	4,1	10,84	2,39
	M(y) [Nmm]	5,47	10,37	7,13	1,6	3,01	3,47	3,13	4,19	3,76	3,69	0,02	7,85	4,71	3,77	5,28
	M(z) [Nmm]	9,18	1,25	6,87	3,74	0,61	2,78	9,81	4,58	3,72	2,78	1,03	4,43	3,39	1,26	2,3
Canine	F(x) [N]	0,08	0,28	0,02	0,39	0,06	0,25	0,29	1,02	0,36	0,31	0,14	0,43	0,67	0,14	0,54
	F(y) [N]	0,66	1,14	1,12	0,83	2,26	0,72	0,84	1,06	0,87	0,66	0,82	0,81	1,48	2,75	0,19
	F(z) [N]	0,85	0,22	0,3	0,72	2,38	0,95	0,34	2,62	2,31	0,32	0,86	0,8	1,39	1,09	0,46
	M(x) [Nmm]	1,97	9,12	4,27	0,7	15,2	3,98	1,32	10,98	4,1	3,33	6,71	3,12	7,93	17,25	1,48
	M(y) [Nmm]	2,76	5,02	4,69	3,39	1,13	6,12	0,42	17,86	6,12	4,46	2,47	2,04	1,86	2,21	1,58
	M(z) [Nmm]	5,5	0,33	3,27	0	0,25	3,63	4,45	0,69	3,59	5,69	7,53	7,03	5,98	0,42	4,56
first Bicuspid	F(x) [N]	0	0	0	0	0	0	0,34	0,8	0,3	0	0	0	0,5	0,52	0,63
	F(y) [N]	0	0	0	0	0	0	0,66	1,36	0,87	0	0	0	1,34	1,38	1,05
	F(z) [N]	0	0	0	0	0	0	2,01	2,23	1,86	0	0	0	1,19	0,45	1,08
	M(x) [Nmm]	0	0	0	0	0	0	5,08	5,56	4,95	0	0	0	4,46	12,11	3,05
	M(y) [Nmm]	0	0	0	0	0	0	1,96	13,08	4,39	0	0	0	6,36	6,95	8,71
	M(z) [Nmm]	0	0	0	0	0	0	5,51	2,74	3,83	0	0	0	2,27	0,18	2,98
sec. Bicuspid	F(x) [N]	0,44	0,53	0,32	0,04	1,28	0,45	0,19	0,15	0,42	0,19	0,17	0,41	0,68	0,09	0,6
	F(y) [N]	0,63	0,23	1,02	0,87	0,01	1	0,72	0,97	0,7	0,37	0,05	0,91	1	1,27	0,65
	F(z) [N]	1,54	0,58	0,97	1,53	1,68	1,21	0,65	0,29	1,18	0,73	1,14	1,11	1,18	1,96	1,99
	M(x) [Nmm]	1,09	2,88	5,95	3,97	2,79	3,65	3,08	8,95	4,7	1,48	3,76	4,75	5,8	10,61	2,42
	M(y) [Nmm]	2,18	5,01	2,13	5,91	12,25	3,67	3,51	18,14	6,5	4,38	5,91	1	5,26	4,9	5,35
	M(z) [Nmm]	2,93	4,43	2,55	7,11	1,75	2,36	3,89	1,31	4,68	8,65	4,15	2,78	3,78	0,57	0,9

Tabelle 2.1.: Intraindividuelle Vergleiche der Kraftsysteme Teil 2

Anhang

	Incognito	Ormco Straightw.	7th Generation	Signifikanz
F(x) [N]	0,457	0,505	0,548	0,242
F(y) [N]	0,721	0,810	1,189	0,963
F(z) [N]	1,260	1,153	1,539	0,806
M(x) [Nmm]	4,377	4,158	9,900	0,074
M(y) [Nmm]	3,902	5,429	6,276	0,05
M(z) [Nmm]	5,281	3,407	3,792	0,001

Tabelle 3: Mittelwerte der Kräfte und Drehmomente sowie Signifikanzniveaus der U-Test-Statistik für den gesamten Zahnbogen

	Incognito	Ormco Straightw.	7th Generation	Signifikanz
F(x) [N]	0,479	0,401	0,501	0,414
F(y) [N]	0,797	0,892	2,346	0,065
F(z) [N]	1,161	0,968	1,923	0,981
M(x) [Nmm]	3,535	4,673	11,688	0,059
M(y) [Nmm]	3,351	5,601	6,835	0,165
M(z) [Nmm]	4,962	3,839	2,672	0,380

Tabelle 4: Mittelwerte der Kräfte und Drehmomente sowie Signifikanzniveaus der U-Test-Statistik für das Frontzahnsegment

Attachment		Freier Drahtlänge/ Gesamtlänge Bogen	Bracketbreite/ Gesamtlänge Bogen
Incognito™	Mittelwert	76,06 %	23,94%
	N	10	10
	Standardabweichung	1,684	1,688
Ormco Straightwire	Mittelwert	55,91%	44,09%
	N	10	10
	Standardabweichung	1,545	1,566

Tabelle 5: prozentuale Verhältnisse von freier Drahtlänge und Bracketbreite zur Gesamtbogenlänge

5. Diskussion

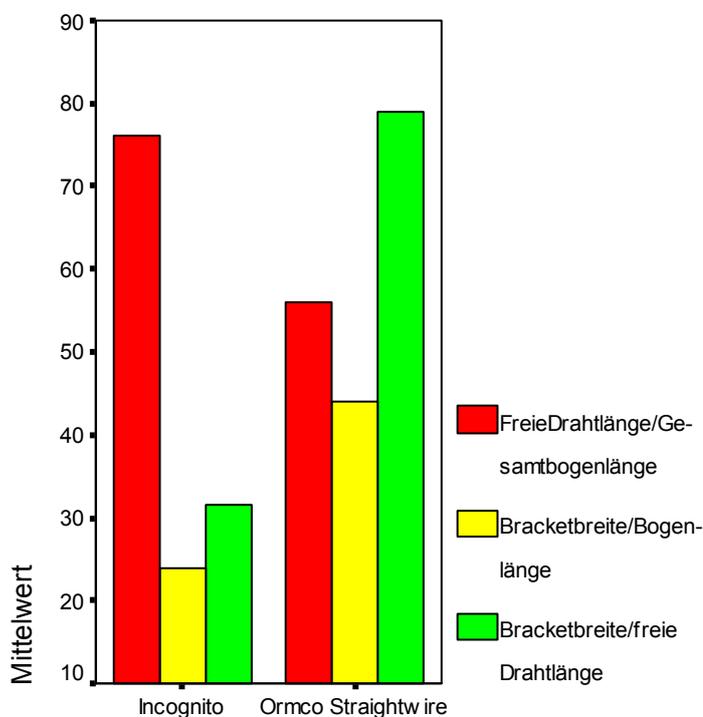
Mit der vorliegenden Studie wurden erstmalig die statisch unbestimmten Kraftsysteme während der Nivellierungsphase in der Lingualtechnik im direkten Vergleich zur Bukkaltechnik in-vitro ermittelt.

Bei Betrachtung der Ergebnisse dieser Studie ist festzustellen, dass nur wenige signifikante Unterschiede zwischen den initialen Kraftsystemen der Techniken auftreten. Dies kann in verschiedenen Punkten seine Ursache haben:

Bisher galt die Annahme, dass aufgrund der relativ breiten Lingualbrackets und der geringen Dimension des lingualen Zahnbogens ein ungünstigeres Verhältnis zwischen eingebundener und freier Bogenlänge vorliegt. Aufgrund des verringerten lingualen Interbracketabstandes und einer Abnahme der Bogenlänge wäre somit ein Anstieg der Kraftsysteme zu erwarten.

Diese Annahme ist zunächst differenziert zu betrachten. Einerseits ist die Bracketbreite gängiger Lingualbrackets im Prämolarenbereich mit einem bukkalen Bracket vergleichbar. Andererseits ergibt sich durch den in aller Regel vorliegenden geraden Bogenverlauf auf der Lingualseite und die Zahnform der Molaren und Prämolaren kein nennenswerter Unterschied zwischen bukkaler und lingualer Seite. Darüber hinaus führt die häufig zu findende Pilzform des Drahtbogens auf der Lingualseite zusätzlich zu einer Vergrößerung des Interbracketabstandes zwischen Eckzahn und erstem Prämolaren. Lediglich im Frontzahnbereich ergeben sich aufgrund des geringeren Umfangs des lingualen Bogens geringere Interbracketabstände. Hier ist der Vorteil des Incognito™ Lingualbrackets darin zu sehen, dass die sehr grazilen Attachments diesen Nachteil im anterioren Bereich ausgleichen und ferner auch zu einer Vergrößerung des

Interbracketabstandes im Seitenzahnbereich führen. Das Verhältnis der Gesamtbogenlänge zur freien Drahtlänge (addierte Länge der zwischen den einzelnen Brackets liegenden Drahtlänge) auf der Lingualseite ist somit günstiger als auf der Bukkalseite, was zur Folge haben sollte, dass die Kraftsysteme lingual letztlich geringer ausfallen als bukkal (35). Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass die verwendeten Bukkalbrackets relativ breit waren, was zwangsläufig einen Anstieg von Kräften und Drehmomenten bedingen sollte.



35: Gegenüberstellung der Verhältnisse von freier Drahtlänge und Bracketbreite zur Gesamtbogenlänge

Bei Betrachtung der Ergebnisse kann allerdings nicht ausschließlich von günstigeren Kraftsystemen in der Lingualtechnik gegenüber der Bukkaltechnik gesprochen werden, im Gegenteil. Auffällig sind die erhöhten rotatorischen Drehmomente in der Lingualtechnik.

Die Ursache hierfür könnte unter anderem in der Einschubrichtung des Bogens gefunden werden. Bukkal wirkt der Bogen über einen horizontalen Slot und ist dabei durch die verwendeten elastischen Ligaturen nicht vollständig einligiert.

Der Bogen wird durch den geringeren Widerstand der elastischen Ligatur weniger an seiner Rückverformung gehindert, als dies beim vertikalen Slot der Incognito™ Lingualbrackets der Fall ist. Die Rotationsmomente wirken somit lingual in vollem Umfang.

Demgegenüber müssten folglich die angulatorischen Momente bei den bukkalen Brackets größer sein. Dies jedoch wird durch die Art der Ligatur verhindert. Die doppelte Umschlingung des Brackets in der Lingualtechnik mit einem elastischen Kettenglied beim Double oder German Overtie sorgt für eine fast vollständige Insertion des Bogens in den Slot. Dabei wird der durch die Ausrichtung bedingte Vorteil bei vertikalen Kräften und Momenten um die y-Achse kompensiert.

Neben einem Vergleich der Straightwire-Bukkaltechnik und der Incognito™ Lingualtechnik bzw. Lingualtechnik 7th Generation bezüglich der Auswirkungen der Kraftsysteme, muss zudem die Größe der Einzelkräfte und Drehmomente und deren Auswirkungen kritisch betrachtet werden.

Zur Bewertung werden dazu in der Literatur die Enface-Wurzeloberflächen in Bewegungsrichtung angeführt [110]. Diese betragen bei Bewegungen in vertikaler Richtung etwa ein Siebtel bis ein Zehntel, in sagittaler und transversaler Richtung etwa ein Drittel bis ein Fünftel der gesamten Wurzeloberfläche.

Um in überschaubarer Zeit eine schonende Zahnbewegung zu erreichen, werden von den Vertretern festsitzender Apparaturen ein bis zwei N/cm² Wurzeloberfläche in Bewegungsrichtung für vertretbar gehalten.

Das bedeutet, dass für die horizontale Bewegung eines Schneidezahnes eine Kraftgröße von 0,2-0,5 N und für Bewegungen in vertikaler Richtung 0,3 N nicht überschritten werden sollten.

Werden die in der vorliegenden Studie ermittelten Werte in Bezug zu diesen Empfehlungen gesetzt, ergibt sich folgendes:

Sowohl in horizontaler als auch vertikaler Bewegungsrichtung liegen die gemessenen Werte bei allen Techniken deutlich oberhalb der in der Literatur empfohlenen Werte (Tabelle 6).

Bewegung	Segment	empfohlene Kraftgröße [N]	gemessene Kraftgröße [N] Mittelwert
vertikal	Frontzahnbereich	0,15-0,3	1,01
	Seitenzahnbereich	0,15-0,3	1,06
horizontal	Frontzahnbereich	0,2-0,5	0,65
	Seitenzahnbereich	0,2-0,5	0,55

Tabelle 6: Empfohlene Kraftgrößen in Newton (N) für vertikale und horizontale Zahnbewegungen im direkten Vergleich mit den tatsächlich ermittelten Werten

Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die Kraftsysteme zunächst als zu groß bezeichnet werden müssen. Unphysiologische lokale Spannungen und Verzerrungen im PDL und ein erhöhtes Risiko zur Entstehung von Wurzelresorptionen wären die direkte Folge.

Zur Verdeutlichung der Spannungsverteilung und deren Auswirkungen auf das parodontale Ligament wurden schon zahlreiche Studien durchgeführt, unter anderem 1989 durch *Chaconas* et al. mit der photoelastischen Visualisierung [24]. Daneben findet die Methode der finiten Elemente

(FEM) Verwendung. Sie stellt den direkten Bezug von Kraftsystemen zum belasteten Zahn samt seines umgebenden Halteapparates dar und ermöglicht es, die resultierende Spannungsverteilung auf der Wurzeloberfläche zu berechnen.

Da in der durchgeführten Studie nicht der Schwerpunkt auf der Ermittlung der mechanischen Veränderungen im Parodontium lag, seien diese hier lediglich erwähnt.

In einer Dissertation von *Meyendriesch* im Jahre 2004 aus der Poliklinik für Kieferorthopädie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf wurden unter anderem die durch einen Nivellierungsbogen erzeugten Kräfte und Drehmomente messtechnisch erfasst, um von diesen Werten ausgehend die Spannungsverteilung im Parodontalspalt während der Nivellierungsphase zu errechnen. Hierbei kam ein nicht-lineares Finite-Elemente-Modell zur Anwendung. Auf diese Weise war es möglich, die resultierenden Spannungsmaxima im Parodontalspalt zu bestimmen. Es konnte gezeigt werden, dass bei Verwendung eines verseilten Nivellierungsbogens die lokalen Maximalspannungen im PDL den kapillären Blutdruck erheblich überschritten haben.

Auch in dieser Untersuchung übersteigen die initialen Kraftsysteme die in der Literatur empfohlenen Werte erheblich, insbesondere im Hinblick auf die vertikalen Kräfte. Unveröffentlichte Ergebnisse der Poliklinik zeigten ferner, dass Wurzelresorptionen mit den Spannungsmaxima im PDL korrelieren.

Nach einer Veröffentlichung von *Fritz et al.* [49] wurde radiologisch beobachtet, dass nach Behandlung mit lingualen Apparaturen nur geringfügige Resorptionen auftraten, jedoch blieb die Betrachtung von lateralen Resorptionen aufgrund der Auswertungen anhand von Panoramaschichtaufnahmen unberücksichtigt.

Zum Design der Studie sei angemerkt, dass zum einen mit lediglich zehn Patienten nur eine kleine Untersuchungsgruppe zur Verfügung stand. Insofern müssen die Ergebnisse als kritisch betrachtet werden. Ihre relative Einheitlichkeit scheint jedoch anzudeuten, dass die Kraftsysteme der Techniken miteinander vergleichbar sind.

Andererseits muss der Versuchsaufbau kritisch betrachtet werden. Die Messapparatur ermöglichte zwar eine dreidimensionale Erfassung der Kraftsysteme an den einzelnen Zähnen unter Berücksichtigung der Anwendungstemperatur superelastischer Bögen, die Ergebnisse sind jedoch lediglich Momentaufnahmen, da die initiale Beweglichkeit der zu vermessenden Zähne und der Nachbarzähne nicht mit berücksichtigt wird. Die ermittelten Kraftsysteme werden in dieser Form nicht am Patienten zu finden sein, da bereits mit dem Einsetzen des orthodontischen Bogens initiale Bewegungen einzelner Zähne auftreten, die im Rahmen der vorliegenden Studie nicht berücksichtigt werden konnten. Somit stellen die Ergebnisse lediglich eine Annäherung an die tatsächlich wirksamen Kraftsysteme dar.

Des Weiteren sind die Zähne in den verwendeten Sägemodellen im Gegensatz zur klinischen Situation nicht über einen Faserapparat, sondern über Metallstifte fixiert. Diese lassen zwar geringe Bewegungen der einzelnen Zähne zu, man sollte aber davon ausgehen, dass die initiale Zahnbewegung die Kraftsysteme in vivo etwas geringer ausfallen lässt.

Trotz der Vergleichbarkeit der Techniken müssen dazu einige andere Aspekte berücksichtigt werden: Zum Beispiel können mögliche Fehler bei der Bestimmung des Kraftsystems auftreten, wie Fehler bei der elektrischen Messung der mechanischen Größen durch das Sensorsystem sowie bei der Fixierung des Drahtbogens in der therapeutischen Position [48].

Bei Verwendung von .016" Sentalloy-Bögen müssen die Kraftsysteme generell als zu hoch eingestuft werden. Die Kraftsysteme weisen Werte

zwischen 0,3- 4 N auf. Bezogen auf die biologischen Wirkungsgrade nach *A. M. Schwarz* zur Bemessung orthodontischer Kräfte, führen bereits Kräfte über 0,5 N/cm² Wurzeloberfläche zu einer Quetschung des parodontalen Gewebes, mit Folge von zwar teilweise reparablen, aber gelegentlich auch zum Zahnverlust führenden Umbauvorgängen.

5.1. Schlussfolgerung

Die initialen Kraftsysteme der Lingualbrackets sind mit den in der Bukkaltechnik erzeugten weitgehend vergleichbar.

Sie müssen allerdings alle generell als sehr hoch bezeichnet werden. Besonders vertikale Kräfte überschreiten mit mehr als 1N den physiologischen Rahmen erheblich. Damit bleibt festzuhalten, dass für alle Systeme die initialen Kräfte und Drehmomente noch weiter reduziert werden sollten.

Zu Beginn einer orthodontischen Therapie empfiehlt sich daher bei allen Techniken die Anwendung eines Bogens geringeren Durchmessers oder anderer Qualität. Die vorliegende Studie könnte Grundlage für eine Gegenüberstellung mit Resultaten einer entsprechenden Studie mit Nickel-Titan Drähten sein. Die Erprobung alternativer Materialien für diesen Behandlungsabschnitt in der Lingualtechnik könnte somit diskutiert werden.

Die gewonnenen Aspekte könnten ebenfalls für weitere Untersuchungen bezüglich der Kraftsysteme über die Nivellierungsphase hinaus dienen.

Hinsichtlich der Ergebnisse ergibt sich zwar für einzelne Patienten eine günstigere Seite der Multibandbehandlung, bei der die Mehrzahl der Kräfte und Momente geringer war. Eine Verteilung bei der für eine Behandlungstechnik ausschließlich günstigere Kraftsysteme auftraten,

bzw. sich letztlich eine „günstigere Seite in der Kieferorthopädie“ ergibt, konnte jedoch nicht festgestellt werden.

6. Zusammenfassung

In den vergangenen Jahren konnte sich die Lingualtechnik als eigenständige orthodontische Behandlungstechnik etablieren.

Die bislang erschienenen Publikationen heben die ästhetischen Vorteile dieser Behandlungstechnik hervor und beschreiben klinische und labortechnische Prozesse sowie Aspekte des Patientenkomforts und der Compliance. Neben dem Interesse der Wissenschaft an der Biologie der Zahnbewegungen war es jedoch bisher nicht gelungen, die komplexen Kraftsysteme, die jeder einligierte Bogen am Zahn hervorruft, zu bestimmen. Mit Hilfe der Entwicklung eines diffizilen und umfangreichen Versuchsaufbaus ist es mit dieser Studie gelungen, die statisch unbestimmten Kraftsysteme während der Nivellierungsphase in der Lingual- und Bukkaltechnik in-vitro zu differenzieren und dreidimensional wiederzugeben. Dabei wurde von zehn Patienten die intraorale Situation auf ein Messmodell übertragen. Dies ermöglicht einen Vergleich lingualer Apparaturen zu konventionellen bukkalen Apparaturen.

Es konnte festgestellt werden, dass die initialen Kraftsysteme der Lingualbrackets mit den in der Bukkaltechnik erzeugten weitestgehend vergleichbar sind.

Alle ermittelten Kraftsysteme müssen allerdings generell als zu hoch bezeichnet werden und sind in dieser Form nicht am Patienten zu finden, da bereits mit dem Einsetzen des orthodontischen Bogens initiale Bewegungen einzelner Zähne auftreten, die im Rahmen der Studie nicht berücksichtigt werden konnten. Somit stellen die Ergebnisse lediglich eine Annäherung an die tatsächlich wirksamen Kraftsysteme dar.

Die Entwicklung orthodontischer Bögen, die in der Initialphase der Therapie wesentlich kleinere Kräfte und Momente erzeugen, sollte daher angestrebt werden.

7. Literaturverzeichnis

1. Adomeit G: Mechanik für Ingenieure Bd. 1, Static. Lehrstuhl und Institut für Allgemeine Mechanik, Aachen, 1988
2. Alexander CM, Alexander RG, Gorman JC: Lingual orthodontics. A status report. J Clin Orthod 16 (1982); 255-66
3. Alexander CM, Alexander RG, Gorman JC, Hilgers JJ, Kurz C, Scholz RP: Lingual orthodontics. A status report. Part 5. Lingual mechanotherapy. J Clin Orthod 17 (1983); 99-115
4. Alexander SA: Levels of root resorption associated with continuous arch and sectional arch mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 110 (1996); 321-324
5. Al-Qawami RA, Hartsfield JK, Everett ET: Genetic predisposition to external apical root resorption in orthodontic patients: linkage of chromosome-18 marker. J Dent Res 82 (2003); 356-360
6. Alhashimi N, Frithiof L, Brudvik P, Bakhiet M: Orthodontic tooth movement and de novo synthesis of proinflammatory cytokines. Am J Orthod Dentofacial Orthop 119 (2001); 307-312
7. Altounian G, Fillion D: Le Targ et son evolution. Rev Orthop Dento Fac 31 (1997); 495-511
8. Andrews LF: The six keys to normal occlusion. Am J Orthodont 62 (1972); 296-309

9. Andrews LF: The straight-wire-appliance explained and compared. *J Clin Orthod* 10 (1976); 174-195
10. Andrews LF: The straightwire appliance, origin, controversy, commentary. *J Clin Orthod* 10 (1976); 99-114
11. Baumrind S, Korn EL, Boyd RL: Apical root resorption in orthodontically treated adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110 (1996); 311-320
12. Belanger GK, Coke JM: Idiopathic external root resorption of the entire permanent dentition: report of case. *ASDC J Dent Child* 52 (1985); 359-63
13. Bergius M, Kiliaridis S, Berggren U: Pain in orthodontics. A review and discussion of the literature. *J Orofac Orthop* 61 (2000); 125-37
14. Blake M, Woodside DG, Phroah MJ: A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with the edgewise and speed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108 (1995); 76-84
15. Brezniak N, Wasserstein A: Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part 1: The basic science aspects. *Angle Orthod* 72 (2002); 175-179
16. Brezniak N, Wasserstein A: Root resorption after orthodontic treatment. Part 1. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103 (1993); 62-66
17. Brudvik P, Rygh P: Transition and determinants of orthodontic root resorptionrepair sequence. *Eur J Orthod* 17 (1995); 177-188

18. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ: Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* (1980); 396-409
19. Burstone CJ., Koenig, HA: Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod* 65 (1974); 270-290
20. Burstone CJ: Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Swain BF (Hrsg) *Orthodontics – Current principles and techniques*. C V Mosby Co, St. Louis, 1985
21. Burstone CJ, Sachdera RCL: A primer in orthodontic force application. Department of Orthodontics, University of Connecticut, ohne Jahresangabe
22. Cacciafesta V, Miethke RR, Jost-Brinkmann PG: Bending Art System – State of the Art and first impressions. *Kieferorthop* (1995); 247-54
23. Caputo A, Chaconas SJ, Hayashi RK: Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod* 65 (1974); 250-59
24. Chaconas SJ, Caputo AA, Myashita K: Force distribution comparisons of various retraction archwires. *The Angle Orthodontist* 1 (1989); 25-30
25. Christiansen RL, Burstone CJ: Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* 5 (1996); 353-69
26. Cotopoulos G, Nanda R: An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109 (1996); 543-548

27. Creekmore T: Lingual Orthodontics – Its renaissance. American J Ortho Dentofac Orthop 96 (1989); 120-37
28. Crismani AG, Freudenthaler JW, Berhart T, Hofschneider UB, Köle EG: Rectangular Loops in Inconsistent Force Systems: A Laboratory Investigation. Fortschr Kieferorthop 2 (2002); 105-12
29. Dermaut LR, de Munck A: Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive movement: a radiographic study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 90 (1986); 321-326
30. Diedrich P: Die linguale Bracketfixation – Problematik und erste Erfahrungen. Fortschr Kieferorthop 45 (1984); 65-76
31. Diedrich P, Rudzki.Janson I, Wehrbein H, Fritz U: Effects of orthodontic bands on marginal periodontal tissues. A histologic study on two human specimensi, J Orofac Orthop 62 (2001); 146-156
32. Dorow C, Kristin N, Sander F-G: Bestimmung der mechanischen Eigenschaften im einachsigen Zugversuch. Fortschr Kieferorthop 64 (2003); 100-07
33. Drost C, Jost-Brinkmann PG, Miethke RR: Zeitaufwandsstudie zum Bending Art System. Kieferorthop 12 (1998); 57-60
34. Drost C. Kurskritik, Dr. Didier Fillion: Linguale Kieferorthopädie bei Erwachsenen (Intensivtraining, Fortgeschrittenenkurs). Kieferorthop 10 (1996); 271-274
35. Drost C: Kurskritik, Dr. Didier Fillion: 10 Jahre SFLO. Kieferorthop 11 (1997); 147-149

36. Fadel B, Miethke RR: Die kieferorthopädische Behandlung des offenen Bisses bei Dysfunktionen und Habits. *Kieferorthop* 8 (1994); 11-22
37. Faltin RM, Arana-Chavez VE, Faltin K, Sander FG, Wichelhaus A: Root resorption in upper first premolars after application of conious intrusive forces. Intra-individual study. *J Orofac Orthop* 59 (1998); 208-219
38. Favero L: Lingual Orthodontics in pediatric patients. In: Romano R, editor. *Lingual orthodontics*. Hamilton: B C Decker Inc, 1998; p.127-34
39. Fillion D: Improving patient comfort with lingual brackets. *J Clin Orthod* 31 (10) (1997); 689-94
40. Fillion D: Orthodontie linguale: systèmes de positionnement des attaches au laboratoire. *Orthod Fr* 60 (1989); 695-704
41. Fillion D: The Thickness Measurement system with the DALI program. In: Romano R, editor. *Lingual orthodontics*. Hamilton: BC Decker Inc, 1998; p. 175-84
42. Fillion D: A la recherché de la precision en technique a attaches linguales. *Rev Orthop Dento Fac* 20 (1989); 401-13
43. Fillion D: Orthodontoe linguale: reflexions cliniques. *Rev Orthop Dento Fac* 24 (1990); 475-98
44. Fischer-Brandies H, Orthuber W: [A whole new development from the bending Art System]. *Orthod Fr* 74 (2003); 499-510
45. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Ermert M, Hussmans A: The Force Module for the Bending Art System. *J Orofac Orthop* (1998); 301-11

46. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Laibe J, Menzel E: Continuous arch wire technique using the bending art system. *J Orofac Orthop* 58 (1997); 198-205
47. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Pohle L, Sellenrieck D: Bending and Torquing Accuracy of the Bending Art System (BAS). *J Orofac Orthop* 57 (1996); 16-23
48. Friedrich D, Rosarius N, Schwindke P, Rau G, Diedrich P: In-vitro-Erprobung eines Messsystems zur in-vivo-Erfassung orthodontisch wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. *Fortschr Kieferorthop* 59 (2) (1998); 82-89
49. Fritz U, Diedrich P, Wiechmann D: apical root resorption after lingual orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 64 (6) (2003); 434-42
50. Fritz U, Diedrich P, Wiechmann D: Lingual Technique – Patients` Characteristics, Motivation and Acceptance: Interpretation of a Retrospective Survey. *J Orofac Orthop/ Fortschr Kieferorthop* 63 (2002); 227-33
51. Fujita K: New orthodontic treatment with lingualbracket mushroom archwire appliance. *Am J Orthod* 76 (1979); 657-75
52. Fujita K: Multilingual-bracket and mushroom arch wire technique. A clinical report. *Am J Orthod* 82 (1982); 120-40
53. Fukushima H, Kajiva H, Takada K, Okamoto F, Okabe K: Expression and role of RANKL in periodontal ligament cells during physiological root-resorption in human deciduous teeth. *Eur J Oral Sci* 11 (2003); 346-352

54. Gaudet EL: Tissue changes in the monkey following root torque with the Begg technique. *Am J Orthod* 58 (1970); 164-178
55. Gerkhardt K: Lingualtechnik. In: Diedrich P [Hrsg.]. *Kieferorthopädie II, Praxis der Zahnheilkunde 11/II*. München: Urban und Fischer, 2000; p. 233-45
56. Geron S, Chaushu S: Lingual Extraction Treatment of anterior open bite in an adult. *J Clin Orthod* 36 (2002); 441-46
57. Geron S, Romano R, Brosh T: Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors – a theoretical approach. *Angle Orthod* 74 (2004); 195-201
58. Geron S: Managing the orthodontic treatment of patients with advanced periodontal disease: the lingual appliance. *World J Orthod* 5 (2004); 324-31
59. Gianelly AA: Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. *Am J Orthod* 114 (1998); 256-64
60. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ: Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod* 81 (1982); 93-98
61. Gorman JC, Hilgers JJ, Smith JR: Lingual orthodontist: A status report. Part 4. Diagnosis and treatment planning. *J Clin Orthod* 17 (1983); 26-35
62. Gorman JC, Smith JR: Comparison of treatment effects with labial and lingual fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99 (1991); 202-9

63. Gunawan A, Jost-Brinkmann PG, Halbich T, Böhme A: Bracketplatzierung in der Lingualtechnik nach der modifizierten Hiro-Technik: eine Tischdemonstration. 74. Wissenschaftliche Jahrestagung der DGKFO. Friedrichshafen; 2001
64. Gusenleitner HJ, Richter M: Lingualtechnik – ein praxisgerechtes Verfahren für das indirekte Kleben von Brackets mit individuell geformter Basis. *Kieferorthopädie* 11 (1997); 43-52
65. Halazonetis DJ: Ideal arch force systems: A center-of-resistance perspective. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 114 (1998); 256-64
66. Harris EF, Kineret SE, Tolley EA: A heritable component for external apical root resorption in patients treated orthodontically. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 11 (1997); 301-309
67. Hasund A, Rudzki-Janson I, Bingler P in: Diedrich P (Hrsg.): *Praxis der Zahnheilkunde Bd.11, Kieferorthopädie II*. 4. Auflage. Urban & Fischer, München 2000, 189-220
68. Hartwich RM, Jost-Brinkmann PG: Die Lingualtechnik. *Zahnärztliche Mitteilungen* 93 (22) (2003); 54-58
69. Hertrich K, Raab WHM: Reaktive Änderung der parodontalen Mikrozirkulation bei kieferorthopädischen Kräften. *Fortschr Kieferorthop* 51 (1990); 253-58
70. Hocevar RA: Understanding, planning and managing tooth movement: Orthodontic force system theory. *Am J Orthod* 80 (1981); 457-477

71. Hohoff A; Fillion D, Stamm T, Goder G, Sauerland C, Ehmer U: Oral comfort function and hygiene in patients with lingual brackets. A prospective longitudinal study. *J Orofac Orthop* 64 (2003); 359-71
72. Hohoff A, Stamm T, Ehmer U: Comparison of the effect on oral discomfort of two positioning techniques with lingual brackets. *Angle Orthod* 74 (2004); 226-33
73. Hohoff A, Stamm T, Goder G, Sauerland C, Ehmer U, Seifert E: Comparison of 3 bonded lingual appliances by auditive analysis and subjective assessment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124 (2003); 737-45
74. Hohoff A, Stamm T, Kuhne N, Wiechmann D, Haufe S, Lippold C, Ehmer U: Effects of a mechanical interdental cleaning device on oral hygiene in patients with lingual brackets. *Angle Orthod* 73 (5) (2003); 579-87
75. Hohoff A, Seifert E, Fillion D, Stamm T, Heinecke A, Ehmer U: Speech performance in lingual orthodontic patients measured by sonagraphy and auditive analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123 (2003); 146-52
76. Hotz RP: Die Extraktion bleibender Zähne im Rahmen kieferorthopädischer Behandlung. [Extraction of permanent teeth in the framework of orthodontic treatment (indication and prognosis)] *Dtsch Zahnärztl Z* 29 (1974); 690-694
77. Huges SA: The customized lingual appliance set-up service (CLASS) system. In: Romano R, editor. *Lingual orthodontics*. Hamilton: BC Decker Inc, 1998: S. 163-73

78. Hugo A, Reyneke JP, Weber ZJ: Lingual orthodontics and orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 15 (2000); 153-62
79. Jost-Brinkmann PG, Tanne K, Sakude M, Miethke RR: FEM-Studie zum biomechanischen Vergleich von labialem und palatinalem Kraftangriff an oberen Inzisivi. *Fortschr Kieferorthop* 54 (1993); 76-82
80. Jost-Brinkmann PG, Papra PC, Halbich T: Ein Schritt zur erfolgreichen Lingualbehandlung. Labortechnische Arbeitsschritte beim indirekten Kleben. *Quintessenz Zahntechnik* 26 (2000); 151-60
81. Jost-Brinkmann PG, Cacciafesta V, Riemeier F: Lingual treatment with the Bending Art system. In: Romano R, editor. *Lingual orthodontics*. Hamilton: BC Decker Inc, 1998: S. 185-93
82. Jost-Brinkmann PG, Papra PC, Halbich T: Unsichtbare Spangen – leichtgemacht mit dem Orthomate. *ZMK* (1999); 214-18
83. Kahl-Nieke B: Einführung in die Kieferorthopädie. 2.Auflage Urban&Fischer München Jena 2001; 202-04
84. Keilig L, Piesche K, Jäger A, Bourauel C: Application of surface-surface matching algorithms for determination for orthodontic tooth movements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 6 (2003); 353-59
85. Kelly VM: JCO/interviews Dr. Vincent M. Kelly on lingual orthodontics. *J Clin Orthod* 16 (1982); 461-76
86. Ketcham AH: A preliminary report of an investigation of apical rot resorption of permanent teeth. *Internat Orthodont* 13 (1927), 97-127

87. Kjar I: Morphological characteristics of dentitions developing excessive root resorption during orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 17 (1995); 25-34
88. Kurol J, Owman-Moll P: Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement of adolescents. *Angle Orthod* 68 (1998); 161-165
89. Kurz CR, Bennett R: Extraction cas and the lingual appliance. *J Am Ling Assoc.* 3 (1988); 10-13
90. Kurz CR, Swartz ML, Andreiko C: Lingual orthodontics: A status report Part 2: Research and development. *J Clin Orthod* 16 (1982); 735-40
91. Kurz CR, Romano R: Lingual orthodontics: Historical perspective. In. Romano R, editor .Lingual orthodontics. Hamilton: BC Decker Inc, (1998): p.3-19
92. Kvam E, Bondevik O, Gjerdet NR: Traumatic ulcers and pain in adults during orthodontic treatment. *Community Dent Oral Epidemiol* 17 (1989), 154-157
93. Kvam E: Cellular dynamics on the pressure side of the rat periodontium following experimental tooth movement. *Scand J Dent Res* 80 (1972), 369-383
94. Kyung HM, S. PH, Sung JH, Kim IB. Lingual orthodontic treatment. *Int Orthod* 1 (2003); 21-47
95. Lacey DL, Timms E, Tan HL, Keley MJ, Dunstan CR, Burgess T, Elliott R, Colombero A, Elliott G, Scully S, Hsu H, Sullivan J, Hawkins N, Davy E,

Capparelli C, Eli A, Qian YX, Kaufman S, Sarosi I, Shalhoub V, Senaldi G, Guo J, Delany J, Boyle WJ: Osteoprotegerin ligand is a cytokine that regulates osteoclast differentiation and activation. *Cell* 93 (1998), 165-176

96. Ling PH: Lingual Orthodontics: History, Misconceptions and Clarification. *Can Dent Assoc* (2005); 99-102

97. Linge BO, Linge L: Apical root resorption in upper anterior teeth. *Eur J Orthod* 5 (1983), 173-183

98. Mc Fadden WM, Eugenstrom C, Eugenstrom H, Anholm JM: A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96 (1989); 390-396

99. Mc Nab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL: External apical root resorption following orthodontic treatment. *Angle Orthod* 70 (2000); 227-232

100. Mc Nab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL: External root resorption of posterior teeth in asthmatics after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116 (1999); 545-551

101. Melson B: Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 69 (1999): 151-158

102. Meyer RS, Wehrbein, H, Schneider B: Klinisch relevante Biomechanik – 4. Mitteilung. Die Prinzipien der Zweizahnphilosophie in der Straightwire-Technik. *Prakt. Kieferorthop* 5 (1991); 295-305

103. Mirabella AD, Artun J: Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108 (1995); 48-55
104. Mirabella AD, Artun J: Prevalence and severity of apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Eur J Orthod* 17 (1995); 93-99
105. Miyawaki S, Yasuhara M, Koh Y: Discomfort caused by bonded lingual orthodontic appliances in adult patients as examined by retrospective questionnaire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115 (1999); 83-88
106. Müller-Hartwich R, Jost-Brinkmann PG: Ästhetik mit Kraft, Draht und Öse: Die Lingualtechnik. *Zahnärztliche Mitteilungen* (2003); 27-60
107. Mulligan, TF: Allgemeinverständliche Mechanik. *Inf Orthod Kieferorthop* 3 (1980); 333-358
108. Murrell EF, Yen Eh, Johnson RB: Vascular changes in the periodontal ligament after removal of orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110 (1996); 280-286
109. Nezhat V, Gunawan A, Jost-Brinkmann PG: Probleme bei der Behandlung mittels Lingualtechnik – Ergebnisse einer Befragung. *Kieferorthop* 17 (2003); 143-46
110. Nicholls JI, Daly CH, Kydd WL: Root surface measurement using a digital computer. *J Dent Res* 53 (1974); 1338-1341

111. Nikolai, RJ: Concepts of mechanical equilibrium and their applicability to orthodontic mechanics. In: Nikolai, RJ (Hrsg) Bioengineering – Analysis of orthodontic mechanics. Lea & Febiger, Philadelphia, 1985
112. Ngan P, Kess B: Wilson S. Perception of discomfort by patients undergoing orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 96 (1989); 47-53
113. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D: Continuous versus interrupted orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. Angle Orthod 65 (1995); 395-401
114. Owman-Moll P, Kurol J: The early reparative process of orthodontically induced root resorption in adolescents-location and type of tissue. Eur J Orthod 20 (1998); 727-732
115. Parker RJ, Harris EF: Directions of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. Am J Orthod Dentofacial Orthop 114 (1998); 677-683
116. Phillips JR: Apical root resorption under orthodontic therapy. Angle Orthod 25 (1995); 1-22
117. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ: The Effect of Time and Force Magnitude on Orthodontic Tooth Movement. J Dent Res 58 (1979); 1754-64
118. Reitan K: Some Factors Determining the Evaluation of Forces in Orthodontics. Am J Orthod 43 (1957); 32-46

119. Reitan K, Kvam E: Comparative behaviour of human and animal tissue during experimental tooth movement. *Angle Orthod* 41 (1971); 1-14
120. Reitan K: Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod* 53 (1967); 721-745
121. Reitan K: Initial tissue behaviour during apical root resorption. *Angle Orthod* 44 (1974); 68-82
122. Rosarius N, Friedrich D, Fuhrmann R, Rau G, Diedrich P: Konzept und Entwicklung eines Messsystems zur in-vivo-Erfassung orthodontisch wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. *Fortschr Kieferorthop* 57 (5) (1996); 298-305
123. Rygh P: Ultrastructural vascular changes in pressure zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Scand J Dent Res* 1980 (1972); 307-321
124. Rygh P: Orthodontic root resorption studied by electron microscopy. *Angle Orthod* 47 (1977); 1-16
125. Rygh P: Ultrastructural changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic movement. *Am J Orthod* 70 (1976); 269-281
126. Schmidt-Rogge, Hordt: Kongressbericht. *Kieferorthopädie* 12 (1998); 243-248
127. Schmuth GPF, Holtgrave EA, Drescher D: Checkliste der Zahnmedizin. *Kieferorthopädie*. Thieme, Stuttgart 1997

128. Scholz PP, Swartz ML: Lingual Orthodontics: A status report (Part 3): Indirect bonding – laboratory and clinical procedures. *J Clin Orthod* 16 (1982); 812-20
129. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: Bogengeführte Zahnbewegung – Dynamik, Effektivität und Nebenwirkungen. *Fortschr Kieferorthop* 52 (1991); 141-52
130. Schwarz AM: Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthodontia* 18 (1932); 331-52
131. Scuzzo G, Takemoto K: "Lingual Laboratory Procedures and Diagnostic" and "Therapeutic Consideration in Lingual Orthodontic Treatment" In: Scuzzo G, Takemoto K, editors. *Invisible Orthodontics: current concepts and solutions in lingal orthodontics*. Berlin, Chicago, London: Quintessenz Verlag, 2003: S. 11-13 and 23-38
132. Shafer WG, Hine MK, Levi BM: a textbook of oral pathology. 4th. Philadelphia: WB Saunders, (1983); 328-32
133. Shum LMY, Wong RWK, Hägg U: Lingual Orthodontics – A Review. *Hong Kong Dental Journal* (2004); 13-20
134. Silli SM, Silli E: Individuelle ideale Bracketplatzierung mithilfe von computergestütztem virtuellem Setup und Roboter. *Inf Orthod Kieferorthop* 32 (2000); 247-56
135. Sinclair PM, Cannito MF, Goates LJ, Solomos LF, Alexander CM: Patient responses to lingual appliances. *J Clin Orthod* 20 (1986); 396-404

136. Sismanidou C, Hilliges M, Lindskog S: Healing of the root surface-associated periodontium: an immunohistochemical study of orthodontic root resorption in man. *Eur J Orthod* 18 (1996); 435-444
137. Sismanidou C, Lindskog S: Spatial and temporal repair patterns of orthodontically induced surface resorption patches. *Eur J Oral Sci* 103 (1995); 292-298
138. Sjolien T, Zachrisson B: Periodontal bone support and tooth length in orthodontically treated and untreated persons. *Am J Orthod* 64 (1973); 28-37
139. Smith B: Lingual Orthodontics. *Kieferorthopädie* 9 (1995); 55-64
140. Smith RJ, Burstone C-J: Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 85 (1984); 294-307
141. Smith RJ, Gorman JC, Kurz C, Dunn RM: Keys to success in lingual therapy. Part 2. *J Clin Orthod* 20 (1986); 330-40
142. Storey E: The nature of tooth movement. *Am J Orthod* 63 (1973); 292-314
143. Stuteville OH: Injuries caused by orthodontic forces and the ultimate results of these injuries. *Am J Orthod Oral Surg* 24 (1938); 103-116
144. Taithongchai R, Sookkorn K, Killiany DM: Facial and dentoalveolar structure and the prediction of apical root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110 (1996); 296-302

145. Takemoto K: Sliding mechanics versus loop mechanics during en masse retraction in extraction cases. In: Romano F (ed): *Lingual Orthodontics*, B C Decker, Philadelphia, 1998
146. Takemoto K. Anchorage control in lingual orthodontics. In: Romano R, [Hrsg.]. *Lingual orthodontics*. Hamilton: BC Decker Inc, 1998: p. 75-82
147. Takemoto K, Scuzzo G. Implementing the Hiro Technique for Lingual Indirect Bonding. *Clinical Impressions* 12 (2003); 7-13
148. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW: Nonlinear stress-strain behaviour of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122 (2002), 174-79
149. Vignery A, Baron R: Dynamic histomorphometry of alveolar bone remodelling in adult rat. *Anat Rec* 196 (1980); 191-200
150. Wang WN, Tarng TH, Chen YY: Comparison of bond strength between lingual and buccal surfaces on young premolars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104 (1993), 251-53
151. Wiechmann D: *Lingual Orthodontics (Part 1): Laboratory Procedure*. *J Orofac Orthop/ Fortschr Kieferorthop* 60 (1999); 371-9
152. Wiechmann D: *Lingual Orthodontics (Part 2): Archwire Fabrication*. *J Orofac Orthop* 60 (1999); 416-26
153. Wiechmann D: *Lingual Orthodontics (Part 3): Intraoral Sandblasting and Indirect Bonding*. *J Orofac Orthop* 61 (2000); 280-91

154. Wiechmann D: Lingual Orthodontics (Part 4): Economic Lingual Treatment (ECO - Lingual Therapy). J Orofac Orthop 61 (2000); 359-70
155. Wiechmann D: La therapeutique eco linguale. Premire partie: Une theorie pour un concept moderne de traitement lingual. J de Edge 42 (2000); 53-69
156. Wiechmann D: A new Bracket System for Lingual Orthodontic Treatment.Part 1: Theoretical Background and Development. J Orofac Orthop 63 (2002); 234-45
157. Wiechmann D, Rummel V: Die Lingualtechnik. Schiefes unsichtbar auf die Reihe gebracht. Zahnärztliche Mitteilungen 89 (5) (1999); 44-49
158. Yasuda H, Shima N, Nakagawa N, Yamaguchi K, Kinoshita M, Mochizuki S, Tomoyasu A, Yano K, Goto M, Murakami A, Tsuda E, Morinaga T, Higashio K, Udagawa N, Takahashi, Suda T: Osteoclast differentiation factor is a ligand for osteoprotegerin/osteoclastogenesis-inhibitor factor and is identical to TRANCE/RANKL. Proc Natl Acad Sci USA 95 (1998); 3597-3602
159. Zentner A, Panagiotis K, Heaney T: Early cellular reactions in mechanically stimulated gingival connective tissue. J Orofac Orthop 62 (2001); 476-487

8. Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik für die freundliche Überlassung des Themas bedanken.

Nicht minder großer Dank gilt Herrn Dr. Fuck, ehemaliger Oberarzt der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, dessen unermüdlichem Interesse ich das Fortschreiten der Studie verdanke.

Zu guter Letzt danke ich Freunden, meiner Familie und Bekannten, die mir mit Rat und Tat zur Seite standen und wann immer es nötig war, neuen Mut zugesprochen haben.

9. Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name: Stephanie Grimm
Anschrift: Hafnerstr. 15
83607 Holzkirchen
Geburtsdatum: 17. Mai 1976
Geburtsort: Berlin

Bildungsweg

1983-1991 Polytechnische Oberschule, Berlin
Abschluss: Mittlere Reife
1983-1991 Musikschule mit Abschluss Klavier, Berlin
1991-1996 Sportgymnasium Coubertin, Berlin
Abschluss: Hochschulreife
1996-1997 Ausbildung zur ZMF am Oberstufen-
zentrum Gesundheit, Berlin
1997-2002 Studium der Zahnmedizin an der
Freien Universität Berlin
2003-2005 Assistenz Zahnärztin in der
Gemeinschaftspraxis Dres. Koch,
Koch, Becker, Hartroth, Duisburg
2005-2006 Weiterbildungsassistentin am Zentrum
für Laserzahnheilkunde, Implantologie
und Esthetic Dentistry, Dr. Jörgens und
Dr. Wainwright, Düsseldorf
seit 2007 Zahnärztin in der Praxis Dr. Anders, Bad
Aibling

Vergleich der initialen orthodontischen Kraftsysteme eines lingualen und bukkalen Bracketsystems

Stephanie Grimm

In den vergangenen Jahren konnte sich die Lingualtechnik als eigenständige orthodontische Behandlungstechnik etablieren.

Die bislang erschienenen Publikationen heben die ästhetischen Vorteile dieser Behandlungstechnik hervor und beschreiben klinische und labortechnische Prozesse sowie Aspekte des Patientenkomforts und der Compliance. Neben dem Interesse der Wissenschaft an der Biologie der Zahnbewegungen war es jedoch bisher nicht gelungen, die komplexen Kraftsysteme, die jeder einligierte Bogen am Zahn hervorruft, zu bestimmen. Unter Verwendung eines biomechanischen Messaufbaus ist es mit dieser Studie gelungen, die statisch unbestimmten Kraftsysteme während der Nivellierungsphase in der Lingual- und Bukkaltechnik in-vitro zu differenzieren und dreidimensional wiederzugeben. Dabei wurde von zehn Patienten die intraorale Situation auf ein Messmodell übertragen. Dies ermöglichte einen Vergleich linguale Apparaturen zu konventionellen bukkalen Apparaturen.

Es konnte festgestellt werden, dass die initialen Kraftsysteme der Lingualbrackets mit den in der Bukkaltechnik erzeugten weitgehend vergleichbar sind.

Alle gemessenen Kraftsysteme müssen allerdings generell als zu hoch bewertet werden. Da jedoch bereits mit dem Einsetzen des orthodontischen Bogens initiale Bewegungen einzelner Zähne auftreten, ist davon auszugehen, dass die tatsächlich auf die Zähne einwirkenden Kräfte kleiner sind. Somit stellen die Ergebnisse lediglich eine Annäherung an die tatsächlich wirksamen Kraftsysteme dar.

Die Entwicklung orthodontischer Bögen, die in der Initialphase der Therapie wesentlich kleinere Kräfte und Momente erzeugen, sollte daher angestrebt werden.

Düsseldorf, 09.10.2007 Prof. Dr. D. Drescher