

Aus der
Poliklinik für Kieferorthopädie
Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

**Der Einfluss von Bracket- und Bogenwahl
auf die Entstehung von Rezessionen bzw. Dehiszenzen
bei kieferorthopädischer Therapie mit festsitzender
Multibracket-Apparatur**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Samantha Tiziana Koss

aus Dachau

Jahr
2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Christof Holberg
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Ekaterini Paschos
Prof. Dr. Florian Probst
Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter: Dr. Dr. Philipp Winterhalder
Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung: 31.10.2024

Meiner Familie

"I have finished my work; it is as perfect as I can make it."

- Edward H. Angle

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	11
2	Grundlagen.....	12
2.1	Therapie mit Multibracket-Apparatur.....	12
2.1.1	Techniken der Multibracket-Apparatur (und klinische Indikation).....	13
2.1.2	Bracketsysteme	15
2.1.3	Bogen-Auswahl.....	24
2.1.4	Belastungen des Parodonts bei orthodontischer Behandlung.....	26
2.2	Gingivale Rezessionen und Knochendehiszenzen	28
2.3	Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit.....	31
3	Material und Methoden.....	33
3.1	Modellherstellung (CAD)	33
3.1.1	Vorteile der Nutzung von CAD	33
3.1.2	Digitalisierung von Maxilla und Einzelzähnen	33
3.1.3	Modellanalyse des Grundmodells	35
3.1.4	Brackets	36
3.1.5	Bögen	38
3.1.6	Zusammensetzung der Einzelmodelle – Set-Ups am Bogen	39
3.1.7	Überlagerung der Set-Ups mit der knöchernen Maxilla	42
3.2	Datenerhebung	43
3.2.1	Bewegungspunkte Apikal/Okkusal in horizontaler und vertikaler Ebene	43
3.2.2	Freiliegende Wurzeloberflächen (Rezessionen) in mm ²	44
3.2.3	Bukkal und palatinal freiliegende Wurzellängsachsen.....	46
3.3	Statistische Auswertung.....	47
4	Ergebnisse	48
4.1	Modellanalyse.....	48

4.2	Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen - Rezessionen.....	50
4.3	Einfluss der orthodontischen Bewegung auf die bukkalen und palatinalen Wurzellängsachsen.....	61
4.4	Individuelle Vermessung okklusaler und apikaler Referenzpunkte	67
5	Diskussion	71
5.1	Risiko der Entstehung von Rezessionen im klinischen Kontext	71
5.2	Abhängigkeit des Therapieergebnisses von Bracket- und Bogenwahl	76
5.3	Klinische Übertragbarkeit der erhobenen Daten und Ausblick	80
6	Zusammenfassung	87
7	Literaturverzeichnis.....	89
8	Abbildungsverzeichnis	100
9	Tabellenverzeichnis.....	105
10	Anhang.....	107
10.1	Eidesstattliche Versicherung	107
10.2	Publikationen	108
10.3	Danksagung.....	109

Abkürzungen

Abb.	Abbildung
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer-Aided-Design
CAM	Computer-Aided-Manufacturing
dt.	Deutsch
engl.	Englisch
in.; "	Inch
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule
N	Newton
NURBS	nicht-uniforme rationale B-Splines
o.g.	oben genannt
PDL	Periodontalligament
s.	siehe
sog.	sogenannt
Tab.	Tabelle
z.B.	zum Beispiel

1 Einleitung

Die festsitzende Multibracket-Apparatur ist heutzutage fester Bestandteil der modernen Kieferorthopädie. Sie gilt als therapeutischer Goldstandard für die körperliche Bewegung von Zähnen. Während die bis zu ihrer Entwicklung mehrheitlich angewandten Plattenapparaturen dentale Fehlstellungen lediglich durch unkontrollierte Kippung der Kronen beeinflussen konnten, ermöglichte die Einführung der Multibracket-Apparatur eine kontrollierte Zahnbewegung bei gleichzeitig zuverlässiger Kontrolle über die achsengerechte Position der Radices (Angle, 1916; Kahl-Nieke, 2010).

Edward Angle postulierte bereits 1910, dass für den Langzeiterfolg einer kieferorthopädischen Therapie sowohl die Wachstumsstimulation der umgebenden knöchernen Struktur als auch die Positionierung der Zähne in ihrer physiologischen Achse von essenzieller Wichtigkeit sei (Angle, 1910). Seine Entwicklung der Edgewise-Technik und schließlich deren Evolution zur Straight-Wire-Technik durch Andrews (Andrews, 1976b) eröffnete der Kieferorthopädie die Möglichkeit, den Aspekt der körperlichen Positionierung der Zähne im Kiefer nicht nur zu kontrollieren, sondern diese allen Behandlern, unabhängig ihres feinmechanischen Talents, gut zugänglich zu machen. Zuvor waren viele Kieferorthopäden noch an komplex aufgebauten Apparaturen wie Angles „Pin-and-Tube“-Apparatur gescheitert.

Als weitaus schwieriger gestaltet sich die Aufgabe, bei Therapieabschluss eine Situation mit ausreichend periodontalem Knochenangebot erreicht zu haben, um eine stabile Endsituation zu gewährleisten. Gelingt dies dem Kieferorthopäden nicht, drohen Gingiva-Rezessionen und parodontologisch geschwächte Kiefer aufgrund iatrogen verursachter Knochendehiszenzen (Garib et al., 2010; Meeran, 2013). Eine Vielzahl an Faktoren können bei der Induktion von Knochenwachstum eine Rolle spielen, wie bspw. das Alter und Wachstumspotenzial der Patienten, angelegte Kräfte der Apparatur, aber auch die korrekte Auswahl passender Bracket- und Bogenvariationen.

Eine große Auswahl an Bracket-Sets mit verschiedenen Programmierungen und Bogenformen sowie -größen ist inzwischen auf dem Markt erhältlich und schafft

dabei in der Behandlung ausreichend Flexibilität, auf die individuelle Anatomie der Patienten einzugehen. Im Praxisalltag kommt es durchaus vor, dass Behandler aus Praktikabilitätsgründen und zur Vermeidung hoher Lagerbestände, eine stark eingeschränkte Auswahl an Bracket-Sets sowie Bogenformen vorhalten und diese ohne vorherige Individualisierung anwenden. Mögliche negative Konsequenzen dieser unzureichenden Anwendung sind – wenn überhaupt erkannt – häufig erst lange Zeit nach Beendigung der kieferorthopädischen Therapie ersichtlich.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich in Form einer Pilot-Studie mit der Fragestellung, ob sich durch die gezielte Auswahl und Kombination passender Bracket-Sets und Bogenformen die Entstehung von Knochendehiszenzen bzw. Rezessionen beeinflussen lässt, sodass diese möglichst gering ausfallen.

2 Grundlagen

2.1 Therapie mit Multibracket-Apparatur

Nach vorangegangener funktionskieferorthopädischer Therapie oder auch als eigenständige Therapiemöglichkeit wird in der Mehrheit der Fälle auf die Multibracket-Apparatur zurückgegriffen. Diese kommt zum Einsatz, wenn eine kontrolliert körperliche Bewegung der Zähne angestrebt wird. Dafür werden Brackets mit Hilfe eines Verbundmaterials (z.B. Komposit oder Zement) auf die Kronen der Zähne aufgebracht. Diese werden anschließend über einen Drahtbogen, der aus einer Variation von Materialien bestehen kann (Nickel-Titan, Chrom-Molybdän, Stahl), miteinander und bei Bedarf mit weiteren Hilfsmitteln wie z.B. Mini-Implantaten, einem Headgear, einer Delaire-Maske oder einem Transpalatal-Bogen (‘TPA’) verbunden. Auf diese Art werden Kräfte ausgeübt, die die Zähne in die jeweilig gewünschte Position bewegen.

Die Anfänge der Multibracket-Apparatur lassen sich bereits auf 1728 zurückdatieren, als der französische Zahnarzt Pierre Fauchard ein bogenförmiges Metallband entwickelte, an dem über zuvor platzierte Bohrlöcher Zähne mittels eines Fadens angebunden werden konnten. Eine kontrolliert körperliche Bewegung war dabei allerdings noch nicht möglich.

Das Jahr 1910 markierte den Beginn der modernen Kieferorthopädie. Damals stellte Edward H. Angle, häufig auch als ‚Vater der modernen Kieferorthopädie‘ bezeichnet, die erste Apparatur vor, bei der sämtliche Zähne mit Metallbändern versehen wurden. Aus diesem Grund wurde die heutige Multibracket-Apparatur zunächst Multibandapparatur genannt. Anfangs hatten diese Metallbänder nur sogenannte ‚Pins‘ zur Verankerung der Drähte, waren umständlich in der klinischen Handhabung und machten eine Kontrolle der applizierten Kräfte kaum möglich. Über die Jahre modifizierte Angle seine Bänder-Konstruktion vielfach und es entstand schließlich über die ‚Ribbon-Arch‘-Appliance das sog. ‚Edgewise-Bracket‘. Dieses Bracket bildet die Grundlage aller modernen Bracketsysteme.

2.1.1 Techniken der Multibracket-Apparatur (und klinische Indikation)

Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Techniken für die Multibracket-Apparatur entwickelt, auf die im Folgenden entsprechend Ihrer chronologischen Entstehung kurz eingegangen werden soll.

2.1.1.1 Edgewise-Technik

Die Edgewise-Technik gilt als Ursprung aller nachfolgenden Multiband-/Multibracket-Techniken. Sie wurde 1928 von Edward Angle eingeführt (Angle, 1929a, 1929b, 1929c). Dieser hatte deren Entwicklung über 10 Jahre vorangetrieben und sein Edgewise-Bracket stets technisch verfeinert. Auch bei dessen Vorstellung zwei Jahre vor seinem Tod war sich Angle darüber im Klaren, dass die Technik noch nicht vollends ausgereift war und beschwore daher seinen Schüler Charles H. Tweed, sein Leben der Perfektionierung der Edgewise-Technik zu widmen. Tweed verwendete während seiner gesamten kieferorthopädischen Tätigkeit ausschließlich das von Angle konzipierte System und trieb dessen Weiterentwicklung mit zahlreichen Verfeinerungen maßgeblich voran. Er gilt bis heute als bekanntester Vertreter der Technik.

Die grundlegende Idee der Edgewise-Technik war es, mittels eines Vierkant-Bogens kontrolliert Kräfte und Drehmomente auf ein Bracket zu übertragen. ‚Edgewise‘ bedeutete, dass die breitere Dimension des eingesetzten Bogens in der Horizontalen zu Liegen kam (s. Abb. 1). Die Brackets waren einheitlich gestaltet und zur Umsetzung der angestrebten Zahnpositionen mussten Biegungen der 1., 2. und 3.

Ordnung manuell in den Drahtbogen eingebracht werden (Tweed, 1966). Ein Nachteil dieser Technik waren der hohe Zeitaufwand durch die teilweise zahlreichen Biegungen ebenso wie deren große Fehleranfälligkeit.

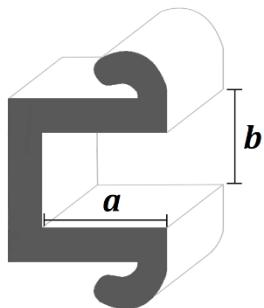


Abb. 1: Grundform eines Standard-Edgewise-Bracket: Ausdehnung in vertikaler Dimension (a) von 0.022 inch bei Angle (später alternativ auch 0.018 inch) und in horizontaler Dimension (b) von üblicherweise 0.028 inch

2.1.1.2 Straight-Wire-Technik

Einen großen Sprung in Ihrer Entwicklung machte die Behandlung mit Multibracket-Apparatur mit der Einführung der Straight-Wire-Technik durch Lawrence F. Andrews (Andrews, 1976c). Mittels der von ihm definierten ‚Sechs Schlüssel der Okklusion‘ (Andrews, 1972) gelang es, generalisierte Richtwerte für Zahnpositionen zu ermitteln und diese in das Design seiner Brackets einfließen zu lassen. Fortan war es nicht mehr nötig, die Biegungen der 1. bis 3. Ordnung händisch in die Metallbögen einzubiegen. Stattdessen waren diese Informationen nun in der Form des Brackets ‚einprogrammiert‘ und der Behandler konnte intraoral einen geraden Bogen (engl.: „straight wire“) einligieren.

Andrews Technik verlieh nicht nur dem Bracketdesign sondern auch der korrekten Positionierung der Brackets auf den vestibulären Zahnoberflächen einen besonderen Stellenwert. Eine fehlerhafte Platzierung auf der Krone hatte unweigerlich eine inkorrekte finale Stellung des orthodontisch bewegten Zahns zur Folge.

Gleichzeitig konnte auf ein aufwendiges Biegen der Bögen verzichtet und dadurch Behandlungszeiten drastisch reduziert werden.

2.1.1.3 *Lingual-Technik*

Die ersten Konzepte für eine Multibracket-Apparatur mit Brackets auf den Lingual- bzw. Palatinalflächen der Zähne entstanden bereits 1968 in Kanagawa, Japan durch Kinya Fujita und Craven Kurz 1975 in Los Angeles, USA. Beide beschäftigten sich damit, Patienten mit hohen ästhetischen Ansprüchen eine kieferorthopädische Behandlung zu ermöglichen, ohne dabei auf die bisher verwendeten, optisch kompromittierenden Brackets zurückzugreifen (Chatoo, 2013).

Über die darauffolgenden Jahrzehnte erlebte die Lingualtechnik eine Zeit des anfänglichen Enthusiasmus, gefolgt von einem merklichen Rückgang ihrer Popularität. Ursächlich hierfür war die überstürzte Einführung bei noch nicht ausgereiftem System zurückzuführen. Behandler stellten bei Anwendung der Lingualtechnik schnell fest, dass die Behandlungsergebnisse nicht der Qualität entsprachen, die sie unter Verwendung der bukkalen Brackets erzielen konnten (Alexander et al., 1982). In diesen Zeitraum der Ernüchterung fiel schließlich die Einführung des „Starfire“ Bracket der „A“-Company (später Ormco Co.) (Swartz, 2001), des ersten monokristallinen Keramikbrackets. Dieses bot Anwendern eine ästhetische Alternative zu den Lingualbrackets und gewährleistete gleichzeitig durch die gewohnte Handhabung mehr Kontrolle über das Therapieergebnis.

Erst ab 2004 wurden schließlich eine Reihe neuer Lingualbrackets auf den Markt gebracht, welche den Behandlern dank kleinerer Bracket-Dimensionen, exakterer Positionierung durch indirekte Bonding-Protokolle und innovativer Herstellungsprozesse wie das Computer-Aided-Design und -Manufacturing eine leichtere Handhabung sowie eine erhöhte Planbarkeit der Behandlungsergebnisse gestatteten (Wiechmann et al., 2003).

Aufgrund des eingeschränkten Tragekomforts und hohen Kostenfaktors durch die hochindividualisierten Herstellungsprozesse findet die Lingualtechnik heute nur bei einem vergleichsweise kleinen Patientenkollektiv Anwendung.

2.1.2 **Bracketsysteme**

Aufgrund ihrer zahlreichen Vorteile für den Kieferorthopäden und Patienten wird in der heutigen Behandlung mit Multibracket-Apparatur hauptsächlich auf die Straight-Wire-Technik zurückgegriffen. Nach dessen Einführung 1976 beteiligten

sich namhafte Vertreter des Fachbereiches an der Weiterentwicklung des Systems und ergänzten oder änderten – je nach Behandlungsphilosophie – Andrews Empfehlungen der einprogrammierten Werte hinsichtlich der Zahnpositionierung ab. So entstanden im Laufe der Zeit eine Reihe verschiedener Bracket-Systeme mit teilweise stark variierenden Set-Up-Werten.

Zu Therapiebeginn legt der Behandler mit der Wahl eines bestimmten Bracket-Systems bereits zu großen Teilen das optische und funktionelle Behandlungsergebnis fest. Üblicherweise werden sogenannte ‚Zwillingsbrackets‘ verwendet. Deren Name lässt sich auf die zwei Flügel des Brackets zurückführen, welche den ‚Slot‘ einrahmen. In diesen wird später der Drahtbogen eingeführt. Wie unter Abschnitt 2.1.1.2 beschrieben, findet die Übertragung der einprogrammierten Werte auf die Zähne dabei über die Form und Positionierung der Brackets statt.

Biegungen der 1. Ordnung, die Zahnbewegungen in der horizontalen Ebene umsetzen („In-/Offset“), sowie der 3. Ordnung, welche die labiolinguale Achsenneigung der Zahnwurzeln kontrollieren („Torque“), werden über die Dicke und Neigung der Bracketbasis umgesetzt. Hier werden je nach Set-Up zusätzlich Zahnrotationen einprogrammiert. Die vertikalen Bewegungen der 2. Ordnung („Angulation“) finden sich in der Neigung des Slots wieder (s. Abb. 2).

Nach Auswahl des präferierten Systems werden die Brackets mittels Komposit oder Zement auf den Zahnkronen befestigt. Dabei gelten, abhängig des zum Einsatz kommenden Systems, unterschiedliche Empfehlungen und Anweisungen zur korrekten Platzierung auf der vestibulären Zahnoberfläche.

Auf die Molaren werden traditionellerweise Bänder zementiert, die mit ihrer 0,1mm dicken Basis den gesamten Zahn wie einen Ring umfassen und deren Attachment in der Regel zwei Bögen aufnehmen kann, sowie im Oberkiefer zusätzlich ein Headgear-Röhrchen. Teilweise werden diese palatinal zur Anwendung von ergänzenden Apparaturen wie Transpalatalbögen, Quadhelices oder als Kraftansatzpunkt für Apparaturen mit skelettaler Verankerung (z.B. durch palatinale Mini-Implantate) mit einem weiteren Schloss versehen. Alternativ ist der Einsatz von Brackets auf Molaren, sogenannten ‚Tubes‘, möglich, welche jedoch verglichen mit den o.g. Bändern weniger vielseitig einsetzbar sind. Sowohl Bänder

als auch Tubes haben in der Straight-Wire-Technik durch ihren Aufbau die entsprechenden Set-Up-Werte bereits inkorporiert.

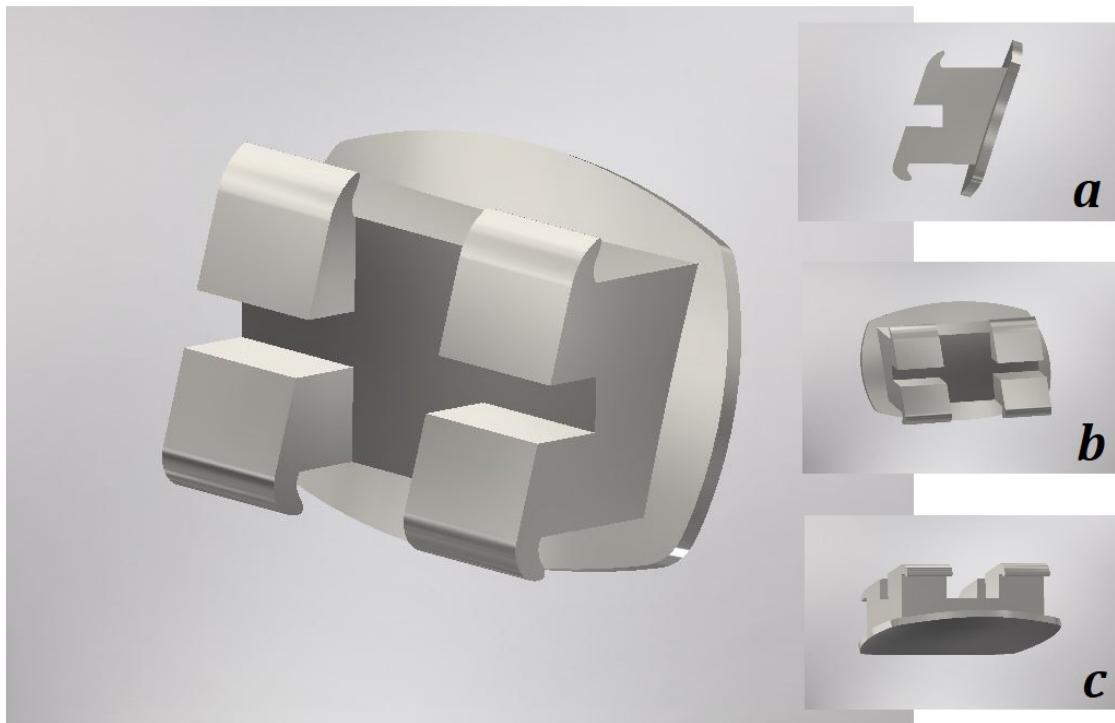


Abb. 2: Grundform eines Zwillingsbrackets in der Straight-Wire-Technik mit Torque und In-/Offset in der Basis (a), Angulation in der Slotneigung (b) und anatoformer Gestaltung der Basisauflage (c)

Das Straight-Wire-Bracket wurde vielfach optimiert. Mittlerweile gibt es neben den klassischen Zwillingsbrackets auch stark verkleinerte und flachere Brackets, die einen erhöhten Tragekomfort versprechen. Des weiteren stehen selbstligierende Brackets zur Verfügung, welche geringere Friktionskräfte erzeugen (Pizzoni et al., 1998; Stefanos et al., 2010), eine bessere Mundhygiene ermöglichen und die therapeutische Stuhlzeit verkürzen. Auch im Bereich der verwendeten Materialien stehen dem Behandler eine Auswahl aus rostfreiem Stahl, Titanlegierungen, Kunststoffen oder Keramiken zu Verfügung (Zheng et al., 2019). Trotz dieser Ergänzungen am System bleibt das grundlegende Wirkungsprinzip der Straight-Wire-Technik, nämlich die Umsetzung der einprogrammierten Zahnposition über das Design und die Positionierung des Bracket, unverändert.

Aufgrund ihrer weit verbreiteten klinischen Anwendung kamen in der vorliegenden Arbeit vier unterschiedliche Bracketsysteme zum Einsatz. Diese sollen im Folgenden eingehender beschrieben werden.

2.1.2.1 Bracketsystem nach Andrews

Andrews konzipierte sein Bracketsystem auf Basis klinischer Erkenntnisse, welche er bei der Observierung von 120 nicht-orthodontisch behandelten Individuen („Non-Orthodontic Normals“) erlangte. Mit Hilfe von Gipsmodellen dieser Probandengruppe definierte er die sog. „Sechs Schlüssel der Okklusion“ (Andrews, 1972). Diese beschreiben sechs Attribute, die ein nicht behandlungsbedürftiges Gebiss idealerweise aufweisen sollte.

Zur damaligen Zeit bestand hinsichtlich der therapeutischen Zielsetzung nur ein grober Konsens innerhalb der Fachgesellschaft. Lediglich in Bezug auf die Molaren-Beziehung und den Interinzisalwinkel waren die behandlerindividuellen Okklusionskonzepte kongruent. Folglich verliefen die kieferorthopädischen Therapien sehr unterschiedlich und wiesen abschließend stark voneinander variierende Behandlungsergebnisse auf.

Mit dieser aus wissenschaftlicher Sicht uneinheitlichen Vorgehensweise vor Augen etablierte Andrews, basierend auf seinen sechs Schlüsseln der Okklusion, ein allgemein gültiges und anwendbares Therapiekonzept, welches darüber hinaus einen objektiven Vergleich von Therapieergebnissen ermöglichte.

Initial konzipierte Andrews sein System für Non-Extraktionsfälle, die einen ANB-Winkel $< 5^\circ$ aufwiesen (Werte s. Tab. 1). Damit sollten laut Andrews ungefähr die Hälfte aller klinischen Fälle zu bedienen sein. Zwar konnten Extraktionsfälle auch mit diesem System behandelt werden, hierfür bedurfte es allerdings abermals des Einsatzes von Hilfsmitteln sowie Anti-Kipp- und Anti-Rotations-Biegungen. Aus diesem Grund ergänzte Andrews sein System schließlich um eine Serie von Extraktionsbrackets, deren Design die kompensatorischen Anti-Kipp- und Anti-Rotations-Biegungen in unterschiedlich benötigter Ausprägung bereits einprogrammiert hatten (Andrews, 1976d).

Neben der in die Brackets einprogrammierten Zahnpositionen, stellte deren Platzierung auf die Vestibulärflächen der Zahnkronen die zweite Grundsäule der Straight-Wire-Technik dar. Ohne eine korrekte Positionierung der Brackets war eine adäquate Übertragung der angestrebten Zielwerte nicht möglich, da diese die

Morphologie des Zahnes sowie den daraus resultierenden Fixierpunkt bereits berücksichtigten.

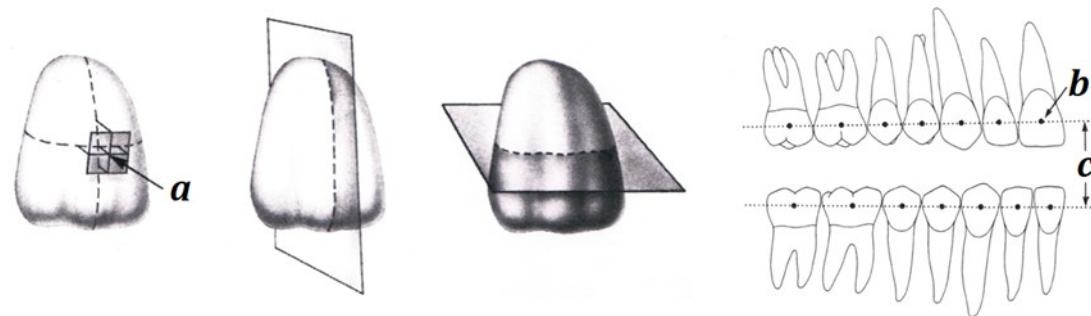


Abb. 3: Der von Andrews definierte Punkt für die Positionierung der Slot-Mitte des Bracket (a) auf der Längsachse der klinischen Krone („FA-Punkt“) (b) liegt auf der in okklusogingivaler Richtung gemessenen Hälfte der Längsachse der klinischen Krone. Optimalerweise befinden sich sämtliche FA-Punkte bei Abschluss der Therapie auf der „Andrews plane“ (c) (Andrews, 1989).

Der definierte Zielpunkt, auf dem der Mittelpunkt des Bracket-Slots zu liegen kommen soll, wurde als ein möglichst einfach intraoral zu reproduzierender Orientierungspunkt gewählt. Der sog. „FA-Punkt“ wird als Schnittpunkt der Längsachse der klinischen Krone („Facial Axis of the Clinical Crown“ bzw. „FACC“) und der Ebene gebildet, die den Zahn in okklusogingivaler Richtung halbiert. Bei einwandfrei umgesetztem Bonding der Brackets sollten sämtliche FA-Punkte der bewegten Zähne bei Therapieende auf der „Andrews plane“ zum Liegen kommen (s. Abb. 3c).

Bracketprogrammierung nach Andrews							
Zahn	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7
Angulation [°]	+5	+9	+11	+2	+2	+5	+5
Torque [°]	+7	+3	-7	-7	-7	-9	-9
Rotation [°]	0	0	0	0	0	10d	10d
In/Out [mm]	0,25	0,78	0,25	0,37	0,48	-	-

Tab. 1: Set-Up-Werte der Non-Extraktions-Brackets nach Andrews für den Oberkiefer. „U“ steht hierbei für „Upper“ und bezieht sich auf den jeweiligen Zahn im Oberkiefer (Andrews, 1989).

2.1.2.2 Bracketsystem nach Hasund

Asbjørn P. Hasund ist in der kieferorthopädischen Fachgesellschaft in erster Linie für seine kephalometrische Analyse bekannt, welche er 1974 in seiner Zeit als Leiter der kieferorthopädischen Abteilung der Universität Bergen in Norwegen

veröffentlichte. Die kephalometrische Analyse nach Hasund erkannte vor allem die Individualität des einzelnen Patienten an. Sein Ansatz zielte darauf ab, Patienten nicht auf einen allgemein gültigen Durchschnittswert hin zu behandeln, sondern deren einzigartige Gesichtsmorphologie zu berücksichtigen, um eine patientenindividuelle Norm zu finden. Diese Norm galt es anschließend in das entsprechende Behandlungskonzept umzusetzen. (Hasund, 1974; Segner et Hasund, 2003).

Hasund behandelte dabei sowohl mit herausnehmbaren Apparaturen als auch mit Multibracket-Apparatur. Als problematisch erwies sich dabei, dass die Programmierung der Straight-Wire-Technik bis dato auf Untersuchungen nordamerikanischer Kiefer basierte. Um der europäischen Gesichtsmorphologie angemessen Rechnung tragen zu können, erarbeitete er mit Hilfe von Studien zu Langzeittherapieergebnissen speziell angepasste Angulations- und Torque-Werte, welche er in eine eigene Bracketprogrammierung einfließen ließ (Werte s. Tab. 2). Sein System stößt dabei bis heute auf große Akzeptanz und findet breite Anwendung (Habersack, 2014).

Bracketprogrammierung nach Hasund							
Zahn	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7
Angulation [°]	+3	+9	+6	+2	+2	0	0
Torque [°]	+20	+14	-2	-10	-10	-25	-25
Rotation [°]	0	0	0	0	0	6d	6d
In/Out [mm]	1,10	1,10	0,40	0,70	0,70	-	-

Tab. 2: Set-Up-Werte der Brackets nach Hasund für den Oberkiefer. Vor allem die besonderen ‚High-Torque‘-Werte ermöglichen es, die funktionellen Anforderungen eines Kiefers gerecht zu erfüllen (Dentsply-Sirona, 2017; Hasund et al., 2000).

2.1.2.3 Bracketsystem nach Roth

In den Jahren nach ihrer Einführung zeigte sich im Rahmen der klinischen Erprobung die Notwendigkeit kompensatorischer Anpassungen der Straight-Wire-Technik. Infolgedessen ergänzte Andrews sein ursprüngliches Bracket-Set um eine umfangreichere Auswahl an Brackets für spezifische Behandlungssituationen.

In dem Bestreben, sein Bracket-Repertoire möglichst überschaubar zu halten, selektierte Ronald H. Roth aus Andrews System eine einzige Bracket-

Programmierung, welche in erster Linie dem sog. ‚Minimum-Extraktionsbracket‘ entsprach (Andrews, 1976d). In dessen renommierter Artikelreihe von 1976, in der Andrews seine Straight-Wire-Technik das erste Mal ausführlich der Fachgesellschaft präsentierte, stellte diese Programmierung eine von drei Abweichungen von seiner Standard-Programmierung eines Non-Extraktionsbrackets dar (Minimum, Medium und Maximum). Mit dieser Auswahl gelang es Roth, sowohl Non-Extraktions- als auch Extraktionsfälle erfolgreich zu therapieren. Um bei benötigtem Lückenschluss den Kraftansatzpunkt der Retraktionskräfte näher an das Widerstandszentrum der Zähne zu verschieben, ergänzte er Häkchen („Powerhooks“) an den Brackets der Eckzähne und Prämolaren.

Die wissenschaftlich eruierten Zahnpositionen von Andrews sechs Okklusionsschlüsseln blieben das unveränderte Ziel seiner Therapie. Roth berücksichtigte jedoch, dass während der Phase des ‚Settling‘ nach Entbänderung eine gewisse Rückstellung der Zähne stattfand und versah seine Brackets daher ergänzend mit Werten, die diesem Phänomen bereits im Vorfeld durch eine Überkorrektur entgegenwirkten (s. Tab. 3).

Bracketprogrammierung nach Roth							
Zahn	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7
Angulation [°]	+5	+9	+13	0	0	0	0
Torque [°]	+12	+8	-2	-7	-7	-14	-14
Rotation [°]	0	0	4m	2d	2d	14d	14d
In/Out [mm]	0,81	1,07	0,46	0,46	0,46	-	-

Tab. 3: Set-Up-Werte der Brackets nach Roth für den Oberkiefer (Ehrenfeld et al., 2011; Gruber et Swain, 1989; Thickett et al., 2007).

Trotz Verwendung eines einzigen Bracket-Sets vertrat er die Ansicht, dass es bei der Anwendung der Multibracket-Apparatur kein allgemein gültiges ‚Rezept‘ gebe. Vielmehr muss bereits bei der Planung der angewandten Behandlungsmechanik die Individualität des Patienten hinsichtlich Gesichtstyp und funktioneller Okklusion miteinbezogen werden (Gruber et Swain, 1989). Er maß der Gnathologie insbesondere mit Blick auf ein stabiles Langzeitergebnis seiner Behandlungsergebnisse einen hohen Wert bei und setzte dementsprechend bereits bei der initialen Diagnostik Artikulatoren ein. Seine Behandlung schloss er für ein

kontrolliertes Settling stets unter Verwendung von Positionern ab. Entgegen der Meinung renommierter Gnathologen der damaligen Zeit gelang es ihm mit seiner Behandlungsphilosophie zu zeigen, dass die Einstellung einer optimalen Verzahnung auch bei Extraktionspatienten möglich war. (McLaughlin et Bennett, 2015).

Hinsichtlich der Positionierung der Brackets orientierte sich Roth an den von Andrews formulierten Empfehlungen: dem FA-Punkt und der Längsachse der klinischen Krone. Einzig durch die Abänderung eines etwas weiter inzisal positionierten Eckzahnbrackets sollte eine gänzlich nivellierte Spee-Kurve leichter zu erreichen sein.

2.1.2.4 Bracketsystem nach McLaughlin, Bennett und Trevisi (MBTTM)

Die Kieferorthopäden Richard McLaughlin und John Bennett verwendeten in den ersten Jahren ihres beruflichen Schaffens vornehmlich Andrews Standard-Programmierung der ursprünglichen Straight-Wire-Technik. Entgegen der damals üblichen Vorgehensweise anderer Kollegen des Berufstandes bestand ihr Ansatz der Berücksichtigung notwendiger Modifikationen der Technik nicht in der Abänderung der einzelnen Bracket-Werte. Vielmehr erarbeiteten sie über einen Erfahrungszeitraum von mehr als fünfzehn Jahren Behandlungsmechaniken für die Anwendung von Andrews Standard-Brackets und veröffentlichten diese erstmals 1989 in einer Serie wissenschaftlicher Artikel (Bennett et McLaughlin, 1990; McLaughlin et Bennett, 1989, 1991). Hierbei standen vor allem die Applikation geringer, kontinuierlicher Kräfte sowie der Einsatz von ‚lacebacks‘ (Anligieren von Zähnen am distal bebändertsten Molaren) und ‚bendbacks‘ (Umbiegen des Drahtbogen distal des Molarenbands) im Vordergrund (McLaughlin et al., 2001).

Letztendlich änderten jedoch auch sie in Zusammenarbeit mit Hugo Trevisi in den 90er Jahren Andrews Programmierung ab, um eine perfekte Abstimmung auf ihr Behandlungskonzept unter Anwendung geringer, kontinuierlicher Kräfte zu erreichen (Werte s. Tab. 4). Hierfür setzten sie unter anderem sämtliche Angulationswerte herab, um die Verankerungsbelastung auf die Molaren zu reduzieren, und erhöhten die Torque-Werte im Front- und Seitenzahnbereich. Das System, das heute unter dem Namen ‚MBTTM Versatile+‘ vertrieben wird, zeichnet sich – wie der Name andeutet – durch vielseitig einsetzbare Brackets aus. So lassen

sich beispielsweise die oberen und unteren Molarenbänder bei entsprechender Indikation austauschen oder der Eckzahntorque durch eine 180°-Rotation des Bracket an eine schmale apikale Basis anpassen.

Bracketprogrammierung nach MBT							
Zahn	U1	U2	U3	U4	U5	U6	U7
Angulation [°]	+4	+8	+8	0	0	0	0
Torque [°]	+17	+10	-7/0/+7	-7	-7	-14	-14
Rotation [°]	0	0	0	0	0	10d	10d
In/Out [mm]	0,99	1,27	0,93	1,04	1,04	-	-

Tab. 4: Set-Up-Werte der Brackets nach McLaughlin, Bennett und Trevisi für den Oberkiefer. Für den Eckzahn stehen dem Behandler drei verschiedene Optionen für die Torque-Programmierung zur Auswahl, um einer patientenindividuellen Situation Rechnung zu tragen (3M-Oral-Care, 2016; McLaughlin et al., 2001).

	U7	U6	U5	U4	U3	U2	U1	Upper Arch
A	2.0	4.0	5.0	5.5	6.0	5.5	6.0	+1.0 mm
B	2.0	3.5	4.5	5.0	5.5	5.0	5.5	+0.5 mm
C	2.0	3.0	4.0	4.5	5.0	4.5	5.0	Average
D	2.0	2.5	3.5	4.0	4.5	4.0	4.5	-0.5 mm
E	2.0	2.0	3.0	3.5	4.0	3.5	4.0	-1.0 mm

	A	3.5	3.5	4.5	5.0	5.5	5.0	5.0	+1.0 mm
B	3.0	3.0	4.0	4.5	5.0	4.5	4.5	4.5	+0.5 mm
C	2.5	2.5	3.5	4.0	4.5	4.0	4.0	4.0	Average
D	2.0	2.0	3.0	3.5	4.0	3.5	3.5	3.5	-0.5 mm
E	2.0	2.0	2.5	3.0	3.5	3.0	3.0	3.0	-1.0 mm

L7	L6	L5	L4	L3	L2	L1	Lower Arch	
								
Upper Arch	U7	U6	U5	U4	U3	U2	U1	

L7	L6	L5	L4	L3	L2	L1	Lower Arch	
								
Lower Arch	L7	L6	L5	L4	L3	L2	L1	

Abb. 4: MBT™ Versatile+ Appliance Bracket-Positionierungsguide. Zur korrekten Auswahl der vertikalen Positionierungshöhe bzw. -gruppe (A-E) muss jene Zeile gewählt werden, in die die Mehrheit der am Diagnosemodell oder klinisch gemessenen Werte der halbierten Zahn-Längsachsen fallen (3M-Unitek-Orthodontic-Products, 2013).

McLaughlin, Bennett und Trevisi folgten ursprünglich der Empfehlung Andrews zur Bracketpositionierung auf dem FA-Punkt. Aus verschiedenen Gründen konnten sie im Laufe des klinischen Einsatzes jedoch eine nennenswerte Fehlerquote in der vertikalen Dimension beobachten und sprachen sich schließlich für eine Verwendung von Messhilfen bei der Bebänderung aus. Durch den kombinierten

Einsatz einer solchen Messlehre und einer eigens erarbeiteten Tabelle ermöglichte die Realisierung einer noch präziseren Bracketplatzierung (s. Abb. 4). Abweichungen der Tabellenwerte zur Berücksichtigung individueller, patientenspezifischer Morphologien, wie z.B. notwendige Zahnumformungen oder vorliegende Abrasionen bzw. Attritionen, sind in ihrem Konzept explizit erwünscht (McLaughlin et Bennett, 1995).

2.1.3 Bogen-Auswahl

Zu Beginn einer kieferorthopädischen Therapie mittels Multibracket-Apparatur wird nach Auswahl und Anbringen des passenden Bracket-Sets ein Drahtbogen in die Slots einligiert. Dieser soll über den Verbund mit den Brackets Kräfte und Drehmomente übertragen und die gewünschte Bewegung der Zähne induzieren. Gerade in der initialen Phase der Behandlung ist darauf zu achten, Drähte und Materialien einzusetzen, die über ihre Materialeigenschaften und Dimensionen möglichst geringe und zugleich konstante Kräfte auf die Zähne abgeben (s. 2.1.4). Üblicherweise beginnt man dabei mit runden oder verseilten Drähten aus thermoelastischen Nickel-Titan-Legierungen mit einem Durchmesser von 0.012 inch oder 0.014 inch ($\approx 0,305$ bzw. $0,356$ mm) und arbeitet sich im Laufe der Behandlung zu dickeren, steiferen Drähten aus Edelstahl oder Kobalt-Chrom-Legierungen mit Vierkantquerschnitt vor.

Für einen erfolgreichen Verlauf der Therapie spielt die angemessene Auswahl der Bogenabfolge bzgl. Material, Querschnitt und Dimension eine entscheidende Rolle. Zusätzlich beeinflusst die Grundform des angewandten Bogens das Ergebnis und die Langzeitstabilität der Behandlung maßgeblich. Über die optimale Form des Bogens wurde im Laufe der Jahre viel diskutiert und multiple Studien präsentierte Ansätze zu Zahnbogenformen, an denen sich der Verlauf des Drahtbogens für die festsitzende Multibracket-Apparatur orientieren sollte.

Tweed nahm sich die Bonwill-Hawley Bogenform zum Vorbild. Currier und Brader orientierten sich an der Form von Ellipsen, MacConaill erkannte die Form einer in unterschiedlichem Abstand aufgehängten Kette (s. Abb. 5) (Brader, 1972; Currier, 1969; Hawley, 1905; MacConaill et Scher, 1949; Tweed, 1966). Einige Vertreter der Fachgesellschaft versuchten, die Zahnbogenform in mathematischen Formeln zu definieren. Dabei entstanden unter anderem die β -Funktion (Braun et al., 1998), die

kubische Spline-Funktion (BeGole, 1980), die polynomische Kurve 4. Grades (Felton et al., 1987) und weitere Formeln, auf die an dieser Stelle nicht weiter eingegangen werden soll.

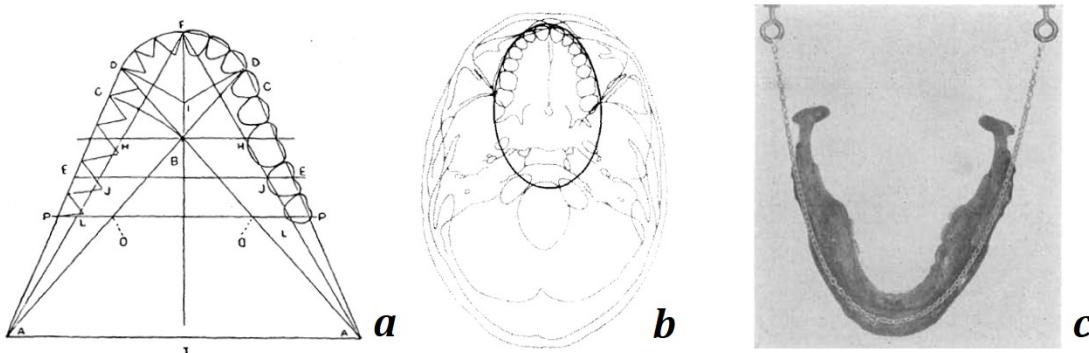


Abb. 5: Die ersten Ansätze zur Etablierung einer idealen Bogenform. Die Bonwill-Hawley Form setzte sich aus einem Kreis mit einem anhand von Zahnbogenbreiten festgelegtem Radius und nach posterior divergierenden, in den Kondylen endenden Geraden zusammen (a). Brader legte die ideale Bogenform eines Oberkiefers als Ellipse fest (b) während andere die Ideal-Bogenform individuell mittels Kettenmessgerät (c) bestimmten. Abbildung modifiziert nach Brader, Hawley und Scott (Brader, 1972; Hawley, 1905; Scott, 1957).

Anhand der Fülle dieser Formvorgaben lässt sich erahnen, dass die Definition einer einzigen gültigen Bogenform schwer umzusetzen ist, möchte man einem Patientenindividuum gerecht werden. Zudem bestätigten zahlreiche Studien den Verdacht, dass das Abändern der ursprünglichen Bogenform eines Patienten – wenngleich auf ein vordefiniertes Ideal hin – das Risiko von Therapie-Rezidiven erhöht. Dies scheint generell bei einer Expansion des Zahnbogen, insbesondere einer Veränderung der intercaninen Distanz, der Fall zu sein (Felton et al., 1987; Riedel, 1960; Shapiro, 1974).

Der groben Klassifizierung von George Chuck folgend, kristallisierten sich mit der Zeit schließlich nicht eine, sondern drei Zahnbogenformen heraus, die zu großen Teilen von der Fachgesellschaft aufgegriffen wurden (Chuck, 1934). Spätestens zum Zeitpunkt der Einführung der Straight-Wire-Technik, mit der ein Trend zur Standardisierung der Multibracket-Apparatur-Komponenten einherging, war eine Einteilung in die Kategorien ‚Tapered‘ (dt.: „spitz zulaufend“), ‚Ovoid‘ (dt.: „ellipsenförmig“) und ‚Square‘ (dt.: „quadratisch“) allgemein akzeptiert und fand breiten Einzug in die klinische Anwendung (s. Abb. 6). Eine alternative Bezeichnung der drei Einteilungen waren die Begriffe ‚schmal‘, ‚normal‘ und ‚breit‘.

Unter dem Einfluss von Roth wurden vermehrt breite, standardisierte Bogenformen angewandt, wenngleich Andrews weiterhin an der apikalen Basis des Unterkiefers zur Determinierung einer individuellen Bogenform festhielt (McLaughlin et al., 2001). Grundsätzlich sollte der Behandler auch bei der Anwendung standardisierter Bögen zur Auswahl des passenden Produktes eine Schablone der Bogen-Verläufe mit dem Diagnostikmodell des Patienten abgleichen und die Form wählen, die der Ursprungsform am ehesten entspricht.

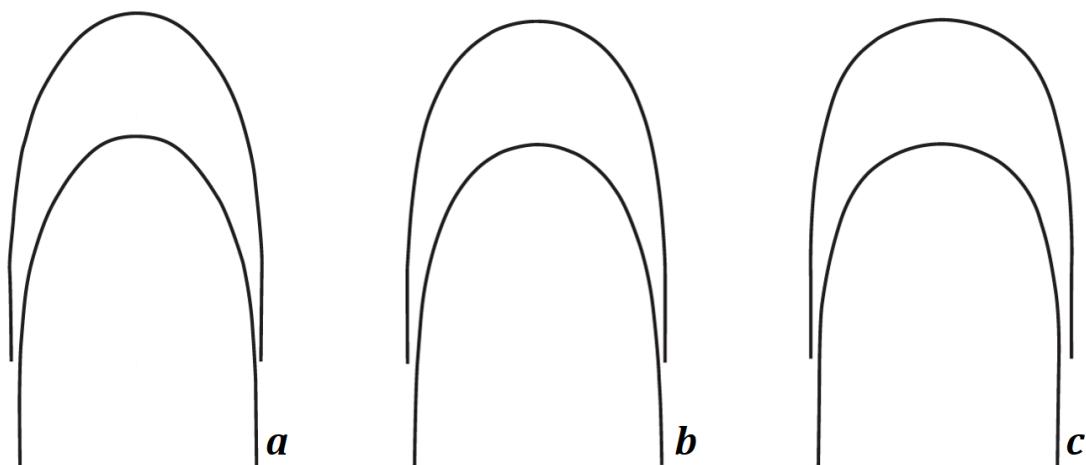


Abb. 6: Bogenformen ‚Tapered‘ bzw. schmal (a), ‚Ovoid‘ bzw. normal (b) und ‚Square‘ bzw. breit (c) für die Straight-Wire-Technik. Abbildung modifiziert nach 3M Oral Care (3M-Oral-Care, 2016).

Heutzutage ist eine breite Vielfalt an Drahtbögen auf dem Markt erhältlich. Bei genauerer Betrachtung ist unter den Produkten der zahlreichen Hersteller dennoch ein Grundkonsens zu erkennen und die angebotenen Bogenformen lassen sich, trotz unterschiedlicher namentlicher Bezeichnungen, im Wesentlichen auf einige wenige Grundformen zurückführen. Ergänzend dazu bieten diverse Hersteller entsprechend ihrer Kooperation mit namhaften Kieferorthopäden und deren präferierter Behandlungsphilosophie spezifische Ergänzungen an Bogenformen in ihrem Portfolio an.

2.1.4 Belastungen des Parodonts bei orthodontischer Behandlung

Um funktionelle und ästhetische Defizite ihrer Patienten zu therapieren, machen sich Kieferorthopäden ein Grundprinzip ihres Fachs zunutze. Dieses besagt, dass bei Anlegen angemessener Kräfte, Zähne durch den Alveolarknochen bewegt werden können (Angle, 1910).

Angemessen bedeutet hierbei insbesondere, die Kräfte möglichst gering zu halten, um einen physiologischen Umbau der zahnumgebenden Strukturen zu gewährleisten. Erst eine kontinuierliche Applikation dieser Kräfte bewirkt eine dauerhafte Veränderung des Gewebes, denn das Parodontium verfügt über Mechanismen, welche kurzfristige Belastungen, z.B. bei der Nahrungsaufnahme, abfedern.

Die vom Behandler angestrebte Zahnbewegung lässt sich in drei Phasen gliedern. In der ersten Phase wird der Zahn zunächst im Rahmen seiner physiologischen Beweglichkeit ausgelenkt (0,4-0,9 mm) (Roberts et Huja, 2012). Es kommt zu einer Verformung des Alveolarknochens und parodontale Gewebeflüssigkeit wird im Desmodontalspalt umverteilt. Durch diese Verlagerung entstehen sog. „Druck-“ und „Zugzonen“. Auf diese etwa 5 Tage dauernde Phase folgt die zweite Phase, welche zwischen 15 und 60 Tagen andauert und aufgrund der währenddessen ruhenden Zahnbewegung auch „Latenzphase“ genannt wird. Der Stillstand des Zahns ist darauf zurückzuführen, dass in Folge der Komprimierung vor allem in den Druckzonen lokale Hämostasen auftreten. Die daraus resultierende Thrombosierung der Gefäße verursacht Nekrosen in Bereichen, welche aufgrund ihrer zellkernarmen, mikroskopisch gläsern wirkenden Struktur als „hyalin“ bezeichnet werden. In den angrenzenden Gebieten findet zeitgleich durch den Einfluss von inflammatorischen Mediatoren und Zytokinen eine vermehrte Freisetzung von Lymphozyten, Makrophagen und Monozyten statt. Diese transportieren nun zunächst das Gewebe der abgestorbenen Bereiche ab, die eine weitere Wanderung des Zahns behindern („unterminierende Resorption“). Gesteuert durch Zytokine wie TNF- α , RANKL, OPG, u.a. wird die Proliferation und Differenzierung von Osteoklasten und Osteoblasten angeregt (Yamaguchi et Garlet, 2015). Osteoklasten und Osteoblasten spielen in der dritten Phase der Zahnbewegung die bedeutendste Rolle. Sie bilden neuen Knochen in den Zugzonen (Apposition) und resorbieren ihn in den Druckzonen („direkte Resorption“). Die Zahnbewegung läuft nun gleichmäßig ab (Göz, 2000).

Werden sehr kleine, kontinuierliche Kräfte appliziert ist es möglich, die Phase der Hyalinisation weitestgehend zu überspringen, obwohl kleine lokale Kraftspitzen selten gänzlich vermeidbar sind. Erste Richtgrößen für die Kraftapplikation wurden bereits 1932 von A.M. Schwarz definiert. Er beschrieb 4 biologische Wirkungsgrade,

die bei Zunahme zunächst förderliche (Grad 2) und anschließend hinderliche bzw. destruktive (Grad 3 und 4) Auswirkungen auf Zahnbewegung und Periodontalligament (PDL) zeigten. Für eine schonende Bewegung gilt es darauf zu achten, dass der applizierte Druck den im PDL herrschenden kapillären Blutdruck von 15 – 20 mmHg nicht übersteigt und somit eine stetige Gefäßzirkulation gewährleistet ist. Der empfohlene, korrespondierende Wert beträgt 0,15-0,2 N/cm² (Kraft pro Zahnoberfläche). Das Anlegen von Kräften mit einem Betrag von mehr als 0,2 N/cm² sollten möglichst vermieden werden, da sie bedeutende Parodontalschäden, wie beispielsweise lokale Nekrosen bis hin zu ausgeprägten irreversiblen Wurzelresorptionen, verursachen können (Schwarz, 1932, 1961).

In der heutigen Fachliteratur variieren die empfohlenen Kraftgrößen für die orthodontische Behandlung. Vor allem aktuellere Studien lassen einen Trend hin zu kleineren Werten erkennen, die eher dem biologischen Wirkungsgrad 1 entsprechen (Gonzales et al., 2008; Iwasaki et al., 2000; Kohno et al., 2002). Diesen kleinen Kräften hatte Schwarz seiner Zeit die Fähigkeit, eine dauerhafte Verformung des Zahnhalteapparates zu erwirken, abgesprochen.

Eine exakte Kraftgrößenangabe pro Zahnoberfläche macht im praktischen Alltag jedoch wenig Sinn, da die individuelle Wurzeloberfläche, und -anatomie sowie Position jedes einzelnen Zahns berücksichtigt werden muss. Auch die Art der Bewegung spielt eine Rolle: Bei Kippung, Torque oder der Bewegung von Zähnen mit kurzer Wurzelmorphologie findet eine Übertragung von Kräften auf das PDL lokalisierter und dadurch eher in punktuellen Kraftspitzen statt als bei der translatorischen Bewegung (Reitan, 1960). Einen Kompromiss bilden Richtwerte, die zum Zweck der Hilfestellung für den klinischen Anwender aus dem Abgleichen vieler wissenschaftlicher Studien gewonnen wurden und in den meisten kieferorthopädischen Lehrbüchern zu finden sind (Ehrenfeld et al., 2011; Göz, 2000; Proffit et al., 2007; Wichelhaus et Eichenberg, 2013).

2.2 Gingivale Rezessionen und Knochendehiszenzen

Der Begriff Gingivarezession bezeichnet einen nicht-bakteriell bedingten, entzündungsfreien Rückgang von Zahnfleisch, welcher meist auf bukkaler Seite des Alveolarfachs stattfindet. Gingivarezessionen können durch

Parodontalerkrankungen ausgelöst werden, welche häufig mit unzureichender Mundhygiene assoziiert sind. Andere Ursachen sind beispielsweise eine zu stark mechanisch durchgeführte Mundpflege oder okklusale Traumata.

Die kieferorthopädische Behandlung wird ebenfalls als Auslöser gingivaler Rezessionen genannt. Tatsächlich finden sich bis heute jedoch kaum Studien, welche diese Vermutung wissenschaftlich bestätigen (Johal et al., 2013; Melsen et Allais, 2005; Morris et al., 2017; Pearson, 1968). Einig sind sich Wissenschaftler allerdings in der Tatsache, dass die Orthodontie begünstigende Zustände zur Entstehung von Gingivarezessionen im Nachlauf der Therapie schaffen kann. Darunter fallen beispielsweise ein unberücksichtigter dünner gingivaler Biotyp (Albughaylil et al., 2023; Melsen et Allais, 2005) und die Verdrängung bukkalen Knochens mit resultierenden Knochendehiszenzen und Fenestrationen (Jati et al., 2016).

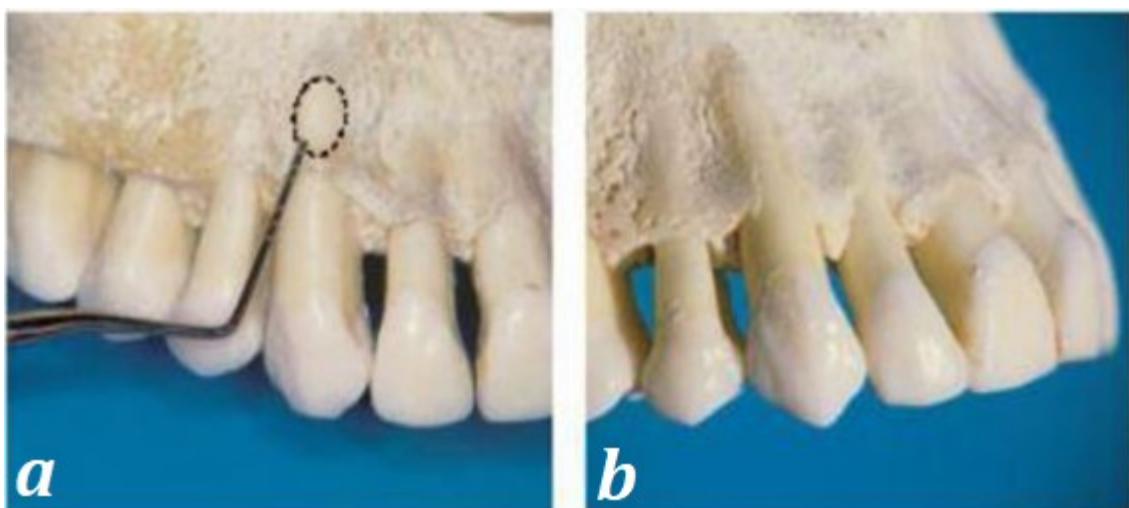


Abb. 7: (a) Fenestration an Zahn 13 (eingekreist); (b) Deutliche, bis in den Apex reichende Dehiszenz an Zahn 13 sowie moderate Dehiszenzen im Frontzahnbereich. Abbildung modifiziert nach Wolf et al. (Wolf et al., 2004).

Eine Dehiszenz beschreibt den Rückgang des fazialen Knochenrandes, welcher die koronalen Wurzelanteile der Zähne bedeckt. Der krestale Knochenverlauf liegt bei physiologischen Bedingungen ca. 2mm unterhalb der Zahnfleischgirlande, welche die Wurzel-Zement-Grenze markiert. Wird die alveoläre Knochenlamelle in ihrer Kontinuität unterbrochen, spricht man von einer Fenestration (s. Abb. 7).

Solange Zähne im Rahmen der knöchernen Begrenzung des Alveolarknochens bewegt werden, ist die Gefahr einer Schädigung des umgebenden Weichgewebes gering (Foushee et al., 1985; Maynard, 1987; Steiner et al., 1981). Korreliert das

alveoläre Platzangebot jedoch nicht mit der Zahngroße und diese werden dennoch in einem eigentlich zu deren Größe korrelierenden Idealbogen platziert, verdrängen sie im ungünstigsten Fall den bukkal liegenden Alveolarknochen. Ähnliches kann bei zu ausgeprägter Kippung der Zahnwurzeln aus dem Knochen heraus geschehen. Die Folge sind dementsprechend Knochendehiszenzen und als Langzeitfolge häufig gingivale Rezessionen. Eine Verknüpfung dieser beiden unerwünschten Effekte wurde von Bernimoulin bereits 1977 bewiesen (Bernimoulin et Curilovic, 1977).

Zeitweise wurde in Fachkreisen propagiert, dass eine kieferorthopädische Therapie Knochenverhältnisse bei vorheriger parodontaler Schädigung sogar positiv beeinflussen kann. Die Studienlage ist diesbezüglich jedoch schwach. Bollen et al. konnten in einem Systematic Review keine belastbaren Studien finden, die diese These stützen und beschrieben tatsächlich einen eher schwach schädlichen Einfluss auf das Parodontium (Bollen et al., 2008). Wobei hierbei auch das Patientenalter eine nennenswerte Rolle spielt. Jäger et al. untersuchten mittels CT-Aufnahmen den Rückgang des Knochenniveaus vor und nach der Therapie mit Multibracket-Apparatur und stellten dabei einen signifikant höheren Verlust bei Patienten aus der älteren Gruppe (> 30 Jahre) fest. Besonders betroffen von vestibulärem Knochenrückgang waren die oberen Eckzähne und sämtliche Unterkieferzähne (Jäger et al., 2017).

Der o.g. Gingivatyp liefert bereits bei klinischer Inspektion einen ersten Hinweis, ob ein Patient tendenziell einem höheren Risiko ausgesetzt ist, Rezessionen zu entwickeln. Laut Kao und Pasquinelli, die die Begriffe des ‚dünnen‘ und ‚dicken‘ Gingivatyp definierten, wird ein dünner Typ mit vergleichsweise wenig keratinisiertem Gewebe und einer sehr dünnen darunterliegenden Knochenschicht assoziiert (Kao et Pasquinelli, 2002). Besonders beim dünnen Biotyp ist die Gefahr resultierender Knochendehiszenzen hoch, da dieser auf Irritationen schnell mit Gingivarezessionen reagiert. Andere Studien unterstützen die These, dass bei Vorliegen stark keratinisierter Gingiva, also einem dicken gingivalen Biotyp, seltener mukogingivale Probleme auftreten und diese Patienten entsprechend weniger anfällig für Zahnfleischrückgang sind (Dorfman, 1978). Addy stellte die Theorie auf, die marginale Gingiva würde hauptsächlich durch den darunterliegenden Knochen versorgt, welche die Assoziation von dünnem Knochen

mit dünner Gingiva sowie dickem Knochen und dicker Gingiva nahelegt (Addy, 2000).

Um im Laufe oder als Langzeitfolge der kieferorthopädischen Therapie iatrogen verursachte Rezessionen zu vermeiden, sollte der Behandler den Patienten daher bereits im Vorfeld auf ein erhöhtes Risiko untersuchen und entsprechend aufklären. Alter, parodontale Vorerkrankungen und Gingivatyp sind dabei durch den Patienten vorgegeben. Die Auswahl eines Therapiekonzepts, welches dem Angebot der apikalen Basis angemessen Rechnung trägt, obliegt hingegen dem Kieferorthopäden.

2.3 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit

Durch die Multibracket-Apparatur ist es heutzutage möglich, Zähne im Kiefer in allen drei Dimensionen kontrolliert zu bewegen. Für die Ausformung der Zahnbögen stehen eine große Anzahl verschiedener Bracketsysteme und Bogenformen zur Verfügung. Durch die Wahl des Systems und der Bogenform ist es dem Kieferorthopäden möglich, das Endergebnis maßgeblich zu beeinflussen. Dies hat sowohl Auswirkungen auf die Ästhetik als auch auf funktionelle und parodontale Aspekte des stomatognathen Systems. Durch eine unzulängliche Berücksichtigung patientenindividueller Faktoren kann die Entstehung von iatrogenen Knochendehiszenzen und konsekutiver Rezessionen der Gingiva begünstigt werden.

Der Einfluss einer Behandlung mit festsitzender Multibracket-Apparatur auf einen potentiellen Abbau des Alveolarknochens wurde bereits vielfach untersucht (Bollen et al., 2008; Elliott et Bowers, 1963; Engelking et Zachrisson, 1983; Hollender et al., 1980; Jati et al., 2016), jedoch fehlen bisher objektive komparative Studien, welche die Entstehung gingivaler Rezessionen und Knochendehiszenzen unter Berücksichtigung verschiedener Bracket-Bogen-Kombinationen untersuchen. Insbesondere angesichts der breiten klinischen Anwendung der Multibracket-Apparatur in der Kieferorthopädie fehlt zudem eine Orientierung, welche Multibracket-Apparatur-Komponenten bei Patienten mit einem alterierten Risiko für die Entstehung von Knochendehiszenzen bevorzugt zum Einsatz kommen sollten.

Grundlagen

Vor diesem Hintergrund beschäftigt sich die vorliegende Arbeit im Rahmen einer Pilot-Studie anhand eines hierfür generierten CAD-Modells einer bezahnten Maxilla mit folgender Fragestellung:

- Welche der untersuchten Kombinationen von Bracketsystem und Bogenform begünstigen die Entstehung von Knochendehiszenzen und führen möglicherweise konsekutiv zu Gingivarezessionen?
- Wie unterscheiden sich die ausgewählten Bracket-Bogen-Kombinationen hinsichtlich ihres quantitativen Ausmaßes an hervorgerufenen bukkalen sowie palatinalen Knochendehiszenzen?
- Wie wirkt sich die Wahl von Bracket-Set-Up und Bogenform auf die Exposition der gesamten Wurzeloberfläche nach Ausformung des Zahnbogens aus?
- Erlauben die Ergebnisse der virtuellen Pilot-Studie hinsichtlich der Zusammenstellung der o.g. Multibracket-Apparatur-Komponenten eine orientierende Empfehlung für die klinische Praxis?

3 Material und Methoden

3.1 Modellherstellung (CAD)

3.1.1 Vorteile der Nutzung von CAD

Zur Erörterung der für diese Arbeit festgelegte Fragestellung kam ein vollständig digitalisierter Versuchsaufbau zur Anwendung. Die Simulation der Therapiesituation am Modell ermöglicht es, Messungen entlang des Übergangs von Zahn und Alveolarknochen zu erheben, ohne beispielsweise knochenbedeckende Schleimhaut heben zu müssen, wie dies in einem in-vivo Studienmodell der Fall gewesen wäre. Da die Referenzpunkte der computergenerierten Modelle in sämtlichen Bracket-Bogen-Kombinationen exakt reproduzierbar sind, kann eine präzise Messung durchgeführt werden, ohne durch manuell gesetzte Punkte verfälscht zu werden. Durch die computergestützte Berechnung der dreidimensionalen Flächen wurde die Erhebung der freiliegenden Wurzeloberflächen ebenfalls maßgeblich vereinfacht.

3.1.2 Digitalisierung von Maxilla und Einzelzähnen

Grundlage des Versuchsaufbaus war das digitalisierte und in ein Computer-Aided-Design-Modell (CAD) überführte anatomische Präparat eines Viscerocranums mit vollständiger Bezahlung. Das Modell entstand im Verband des Forschungsteams NumBioLab der Abteilung für Kieferorthopädie der Ludwig-Maximilians-Universität München in Zusammenarbeit von Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg und Dr. med. Dr. med. dent. Philipp Winterhalder und wurde der Doktorandin freundlicherweise zur Verfügung gestellt (Winterhalder, 2013).

Das Präparat wurde dabei mittels Computertomographen ‚TomoScope HV 500‘ in das DICOM-Datenformat (Digital Imaging and Communications in Medicine) überführt und anschließend mit der Visualisierungssoftware ‚Amira 5.3.1‘ (Visage Imaging, Inc., San Diego, USA) sowie den Programmen ‚Rapidform X OR‘ (INUS Technology, Korea) und ‚Inventor 2012‘ (Autodesk GmbH, München, Deutschland) weiterverarbeitet. Hierbei wurden die Strukturen über verschiedene Daten-Transformationsprozesse schließlich in das .SAT-Datenformat (Standard ACIS Text) überführt. Im Verlauf dieser Datenprozessierung wurde eine Segmentierung bzw.

Material und Methoden

Differenzierung von Kompakta und Spongiosa sowie von Pulpa, Dentin und Schmelz sämtlicher vorhandener Zähne vorgenommen.

Alle weiteren Schritte der Modellverarbeitung und -erstellung sowie des Versuchsaufbaus fanden im CAD-Programm Inventor 2016 (Autodesk GmbH, München, Germany) statt. Hierbei wurden die einzelnen CAD-Strukturen in ein Gesamt-Modell überführt, welches die Informationen der Einzelstrukturen von Spongiosa, Kompakta, Zahnschmelz, Dentin und Pulpa enthielt und gleichermaßen voneinander abgrenzte. Durch die Anwendung boolescher Operationen, welche es ermöglichen Komponenten eines Gesamtmodells miteinander zu vereinen oder voneinander zu abstrahieren, wurde um die einzelnen Zähne ein Periodontalligament (PDL) konstruiert und in das Gesamt-CAD-Modell integriert. Die gleichmäßige Dicke von 0,2mm wurde dabei als Mittelwert der im anatomischen Mittel angegebenen variierenden Breiten von 0,06-0,35 mm gewählt (Göz, 2000).

Die Manipulation an CAD-Modellen erfordert bei entsprechender Modell-Komplexität und hoher Anzahl an Einzelkomponenten, wie sie in diesem Fall vorlag, eine hohe Rechenleistung. Dementsprechend kann die Umsetzung einzelner Bewegungen viel Zeit in Anspruch nehmen. Zur Verringerung der Belastung von Arbeitsspeicher wurde in diesem Fall von einem symmetrischen Kiefer ausgegangen. So konnte die Modellerstellung zunächst auf den ersten Quadranten reduziert werden, um im Anschluss an geeigneten Referenzpunkten in der Sagittalebene gespiegelt zu werden und ein neues Gesamtmodell zu erlangen (s. Abb. 8).

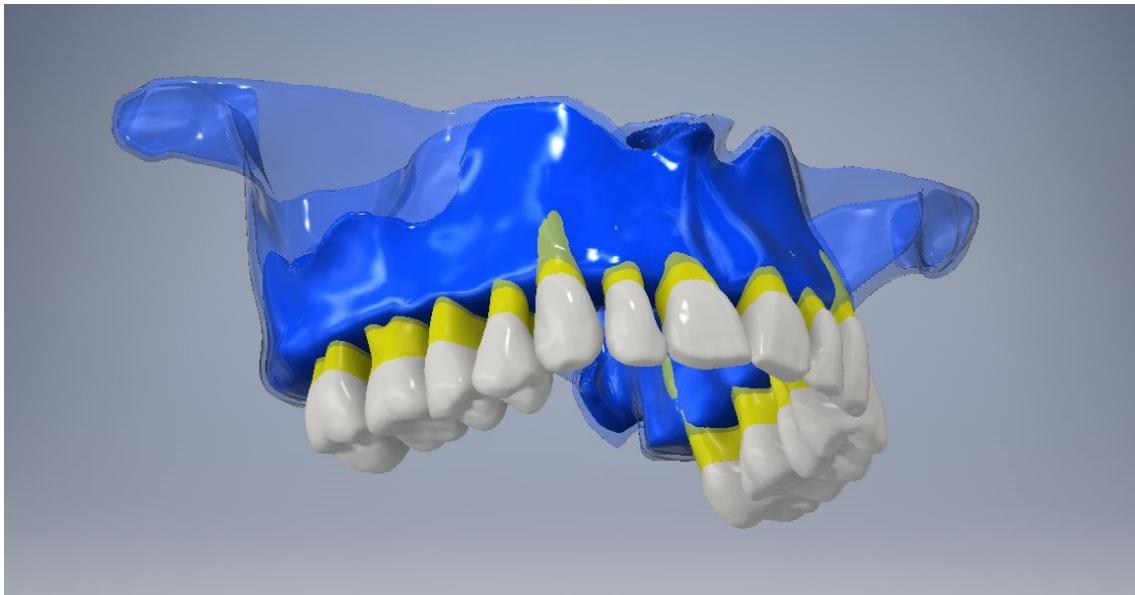


Abb. 8: Komplettiertes CAD-Modell der Maxilla, vollbezahnt, nach Spiegelung in Sagittalebene; blau-klar: Kompakta, blau: Spongiosa, gelb: Wurzelzement, weiß: Zahnschmelz

3.1.3 Modellanalyse des Grundmodells

Im Vorlauf des Versuchsaufbaus wurde eine Modellanalyse der Basisparameter im Oberkiefer durchgeführt. Dafür wurde der standardisierte Parameter SI_{OK} (auch: SI_U) sowie die Zahnbogenbreiten an den ersten Prämolaren und ersten Molaren erhoben und anschließend mit Referenzwerten für die anteriore und posteriore transversale Zahnbogenbreite nach Prof. Weise (Düsseldorf) abgeglichen.

Der SI_{OK} -Wert beschreibt die Summe der mesiodistalen Breiten der oberen Inzisivi. Anfang des 20. Jahrhunderts beschrieb Pont erstmals einen Zusammenhang zwischen dem Wert des SI_{OK} und des transversalen Platzangebotes im Zahnbogen. Er entwickelte mittels Referenzwerten, die er an 49 südfranzösischen Patienten erhoben hatte, eine Formel des zu erwartenden Soll-Platzangebots. Die Kieferorthopäden Korkhaus, Lindner & Harth, Schmuth, Weise und viele andere passten diese Formel im Laufe der Zeit an, indem sie Werte anhand größerer Probandengruppen erhoben und beispielsweise die Morphologie verschiedener Bevölkerungsgruppen zu berücksichtigen versuchten (s. Abb. 9) (Sander, 2000).

Die Modellanalyse diente zur Orientierung, ob bereits vor Versuchsdurchführung transversale Defizite im vorliegenden CAD-Modell vorhanden waren. Eine im Vorlauf messbare Zahnbogenenge würde naturgemäß die Erwartung von weiteren

Rezessionen bzw. Dehiszenzen ebenso erhöhen, wie eine erhöhte Zahnbogenbreite diese senken würde.

Sl _u (mm)	Anterior arch width					Posterior arch width				
	Pont	Harth	Schmuth	Ritter	Weise	Pont	Harth	Schmuth	Ritter	Weise
27	33.5	32	35		34.8	42.5	41.5	43		47.1
27.5		32.5			35.2		42.3			47.5
28	35	33	36	36	35.5	44	43	44	48	47.8
28.5		33.5			35.8		43.8			48.2
29	36	34	37	36.5	36.2	45.3	44.5	45	48.5	48.6
29.5		34.7			36.5		45.3			48.9
30	37.5	35.5	38	37	36.8	46.9	46	46	49	49.3
30.5		36			37.2		46.8			49.7
31	39	36.5	39	37.5	37.5	48.2	47.5	47	49.5	50.1
31.5		37			37.8		48.5			50.4
32	40	37.5	40	38	38.2	50	49	48	50	50.8
32.5		38.2			38.5		50			51.1
33	41	39	41	38.5	38.8	51.5	51	49	50.5	51.5
33.5		39.5			39.2		51.5			51.8
34	43	40	42	39	39.5	53	52.5	50	51	52.2
34.5		40.5			39.8		53			52.6
35	44	41.2	43	39.5	40.2	54.5	54	51	51.5	53.0
35.5		42			40.5		54.5			53.3
36	45	42.5	44	40	40.8	56.3	55.5	52	52	53.7

Abb. 9: Korrelation von Sl_{OK} und transversaler Bogenbreite nach Pont, Harth, Weise, etc. (Rakosi et al., 1993)

Nach abgeschlossener Erstellung sämtlicher Versuchsmodelle wurde die Vermessung der anterioren und posterioren transversalen Zahnbogenbreite erneut durchgeführt. Die Werte wurden sowohl mit der Ausgangssituation als auch mit den Düsseldorfer Werten nach Weise verglichen.

3.1.4 Brackets

Zur realistischen Wiedergabe einer bebänderten Therapiesituation galt es im nächsten Schritt Brackets und Molarenbänder für die Zähne 11 bis 17 zu gestalten.

Da eine Therapie mit Straight-Wire-Apparatur simuliert werden sollte, wurde mit Hilfe der Software Inventor 2016 (Autodesk GmbH, München, Germany) ein Bracket

konstruiert, dessen Design sich nach den Grundeigenschaften von Andrews Straight-Wire-Brackets richtete (s. 2.1.2) (Andrews, 1976c). Dabei wurden variable Parameter definiert, durch deren Veränderung die jeweilige Form und Programmierung des individuell benötigten Brackets reproduzierbar herbeigeführt werden konnte. Diese Parameter waren ‚Angulation‘, ‚Torque‘, ‚In/Out‘ und ‚Rotation‘.

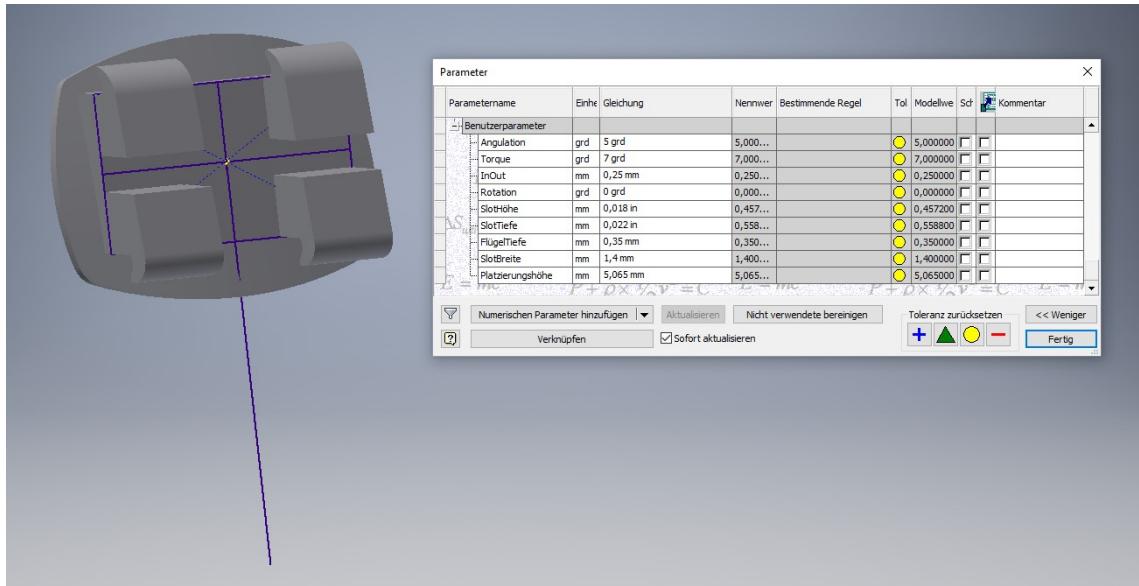


Abb. 10: Beispiel eines digital konstruierten CAD-Brackets mit variabel programmierten Parametern. Diese konnten durch die Eingabe der gewünschten Werte in die entsprechende Zeile der Tabelle nach Bedarf angepasst werden. Eine 2D-Skizze entlang der Längsachse des Brackets mit ebenfalls veränderbarer Verlängerung nach koronal sollte das spätere Platzieren auf dem jeweiligen Zahn vereinfachen.

Für den Versuchsaufbau wurde lediglich ein orthodontischer Hauptbogen benötigt, weswegen bei der Konstruktion der Molarenbänder auf eine realitätsgetreue Nachstellung verzichtet werden konnte. Es wurde ausschließlich ein Band mit einem einzelnen Slot erstellt. Dafür wurden die Zähne 16 und 17 auf der Höhe, auf der ein Molarenband in klinischer Situation zum Liegen käme, um 0,2 mm virtuell verdickt. Dieser Wert repräsentiert auch die handelsübliche Dicke eines vorgefertigten Bandes. Der anschließend auf dieser Oberfläche erzeugte Tube-Slot konnte ebenfalls durch variable Parameter auf die benötigten Werte eingestellt werden (vgl. Abb. 10).

Durch die Applikation der Werte der Bracketsysteme nach Andrews, Hasund, Roth und MBT (s. Tab. 1- 4, Abschnitt 2.1.2) auf das programmierbare Bracket und Band wurden vier vollständige Bracket-Sets erzeugt. Für das Eckzahn-Bracket der MBT-

Programmierung wurde der Wert von 0° gewählt und die Slothöhe sowie – tiefe für alle Brackets gleichermaßen festgelegt. Für sämtliche Systeme sollte simulatorisch mit einem „0.018 x 0.022 inch“-Slotsystem gearbeitet werden.

3.1.5 Bögen

Die Position der Zähne wird in einer endtherapeutischen Situation maßgeblich durch die Form der verwendeten orthodontischen Zahnbögen bestimmt. Daher wurden neben der erwählten Brackets anschließend Drahtbögen konstruiert, die im späteren Gesamtmodell mit den Brackets zusammengeführt werden sollten.

Aufgrund der Fülle des Angebots an orthodontischen Bögen auf dem Markt, wurden zunächst die gängigsten Formen ermittelt. Dadurch sollte eine breite Übertragbarkeit auf reale Behandlungssituationen erhalten bleiben, unabhängig davon, bei welchem Unternehmen der kieferorthopädische Behandler seine Bögen bezieht. Verglichen wurden die Bogenformen der Firmen Ormco (Ormco Corp.), AO (American Orthodontics B.V.), Dentsply GAC (Dentsply GAC Deutschland GmbH), OrthoService (G&H Orthodontics) und 3M Unitek (3M Unitek GmbH).

Im ersten Schritt wurden die jeweiligen Bogentemplates maßstabsgetreu eingescannt und mittels der Grafik-Software GIMP (GNU Image Manipulation Program, Freeware) überlagert. Auch wenn sich die Produktbezeichnung der Bögen der jeweiligen Hersteller voneinander unterscheiden, konnte ein Konsens bezüglich der Formen einiger angebotener Bögen festgestellt und diese in fünf Form-Kategorien eingeteilt werden (s. Tab. 5).

Form Anbieter	Ovoid	Square	Tapered	Accuform	Damon
Ormco	-	Tru-Arch	-	Broad Arch	Damon
AO	Natural III	-	Natural II	Natural I	-
Dentsply GAC	Ideal	-	-	Accu	-
OrthoService	Euroform I Ovoid	Trueform I Square	Bioform III Tapered	-	Euroform II Damon
3M Unitek	Orthoform III Ovoid	Orthoform II Square	Orthoform I Tapered	-	-

Tab. 5: Aufstellung der zueinander kongruenten Bogenformen. Der Übersichtlichkeit halber wurden die herstellerspezifischen Bezeichnungen der jeweils passenden Bögen unter den Kategorien „Ovoid“, „Square“, „Tapered“, „Accuform“ und „Damon“ zusammengefasst.

Die digitale Konstruktion der Bögen wurde mittels Inventor 2016 (Autodesk GmbH, München, Germany) realisiert. Für die zu untersuchende Bogenform wurde ein Template-Scan in den dreidimensionalen Arbeitsraum der Software importiert und darauf eine 2D-Skizze des Formverlaufs angefertigt. Zum Ausschluss möglicher Symmetriefehler wurde zunächst der Verlauf einer Bogenhälfte nachempfunden und dieser anschließend über die Mittellinie gespiegelt. Nach Überprüfung der korrekten Dimensionen wurde die Skizze in einen Volumenkörper eines Drahtbogens umgesetzt (s. Abb. 11). Dieser Vorgang wurde für jede der zuvor festgelegten Bogen-Kategorien durchgeführt, sodass schließlich fünf Bögen mit einer Stärke von 0.017×0.025 inch vorlagen.

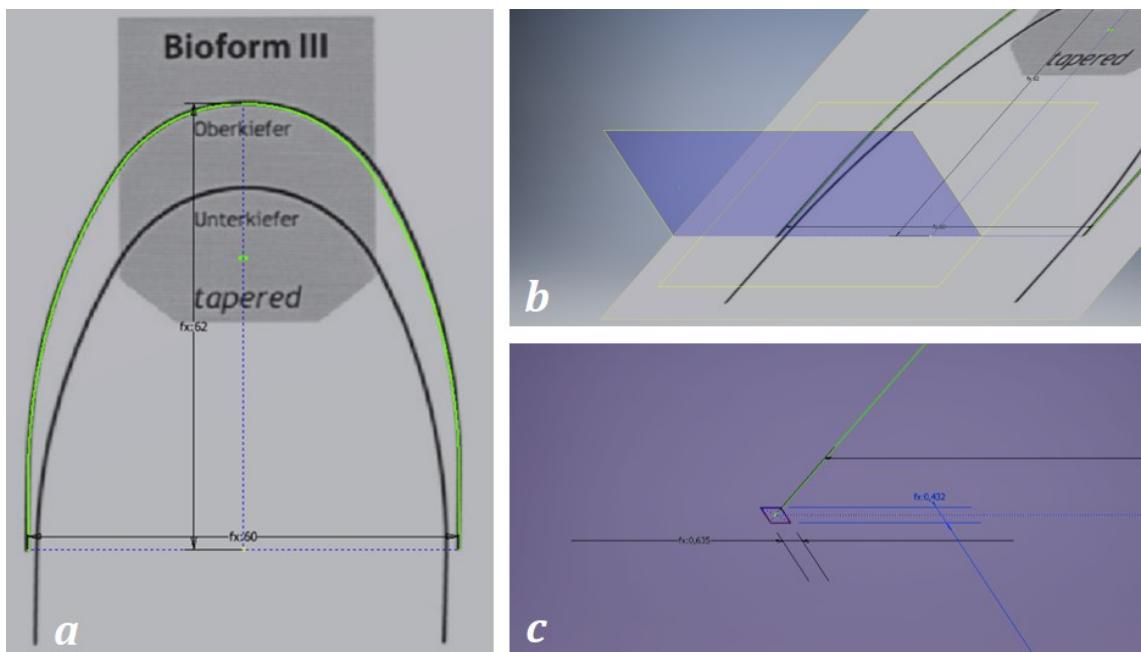


Abb. 11: Konstruktion des virtuellen orthodontischen Drahtbogens der Kategorie ‚Tapered‘. Eine 2D-Skizze in der Ebene des importierten, gescannten Templates stellt die Grundform des Bogens nach. Die korrekte Bemaßung kann dabei mittels Streckendefinitionen sichergestellt werden (a). In einer zu Mittellinie und Template-Ebene senkrechten Ebene wurde in einer weiteren 2D-Skizze der Querschnitt des Bogens mit den Maßen 0.017×0.025 inch entworfen (b, c). Mittels der ‚Sweeping‘-Funktion der CAD-Software wurde die Querschnitt-Skizze entlang der Bogenform extrudiert und in einen dreidimensionalen Volumenkörper umgewandelt.

3.1.6 Zusammensetzung der Einzelmodelle – Set-Ups am Bogen

Für das Zusammenfügen eines Gesamt-Setups mussten zunächst die zuvor konstruierten Brackets mit den Zähnen des CAD-Modells verbunden werden. Wie in Abschnitt 2.1.2 beschrieben, trägt die korrekte Positionierung entscheidend zur

korrekten Umsetzung der Bracket-Programmierung bei. In Abhängigkeit des untersuchten Bracketsystems und dessen Platzierungsempfehlung wurden die Brackets nach Andrews und Roth auf den FACC-Punkt nach Andrews zentriert. Die Brackets mit Werten nach MBT wurden gemäß der Empfehlung des MBT™ Positionierungsguides (s. Abb. 4) auf der Zahnoberfläche angebracht. Da es für die Hasund-Brackets keine eindeutige Platzierungsempfehlung gibt, wurden diese in einer Version nach dem Prinzip Andrews auf den FACC-Punkt („Hasund FACC“) und in einer anderen auf die ermittelte Höhe nach MBT™ Positionierungsguide („Hasund Guide“) platziert.

Beide Positionierungsprinzipien sehen ein Anbringen des Bracketslots auf der sog. „Midsagittalen“, der Längsachse der Zahnrinne auf Hälfte der mesiodistalen Kronenbreite, vor. Diese Achse wurde zunächst an den Zähnen des ersten Quadranten ermittelt. Zur Konstruktion der midtransversen Ebene, welche die Zahnrinne in okklusogingivaler Richtung halbiert und in deren Schnittpunkt mit der Midsagittalen den FACC-Punkt definiert wird, mussten die Zahnrinnen in vertikaler Länge vermessen werden (s. Abb. 12). Hierbei musste berücksichtigt werden, dass der Zahn 13 okklusale Attritionen aufwies, die auf einen Betrag von 1,5mm geschätzt wurden. Dies wurde sowohl bei der Festlegung des FACC-Punktes als auch der Positionierung des Bracketslots nach MBT-Prinzip berücksichtigt (s. Tab. 6).

Zahn	11	12	13	14	15	16	17
Vertikale Kronenlänge [mm]	10,130	9,767	10,397 + 1,5	9,349	8,395	7,105	7,581
Abstand Midtransverse zu Okklusalfläche [mm]	5,065	4,884	4,449*	4,675	4,198	3,552	3,7905
MBT-Gruppierung	C	B	C	C	C	B	C
Abstand Bracketslot zu Okklusalfläche nach MBT [mm]	5,0	4,5	3,5*	4,5	4,0	3,0	2,0

Tab. 6: Vermessung der Zahnrinnen entlang der Midsagittalen in okklusogingivaler Richtung. Bei Zahn 13 wurde eine Attrition von 1,5 mm angenommen. Dies wurde bei der Konstruktion des FACC-Punktes berücksichtigt*. Die Zuordnung der halbierten Kronenlängen in Gruppen nach MBT™ Positionierungsguide (s. Abb. 4) gab die Platzierung der Höhe des Bracketslots gemäß Kategorie „C“ vor. Auch hierbei wurde der Morphologie des Zahns 13 Rechnung getragen*.

Der angestrebte vertikale Abstand des Bracketslots zur Inzisalkante bzw. Okklusalfläche des zu beklebenden Zahns konnte anschließend durch die Anpassung des entsprechenden Parameters zur Visualisierung einer Positionierungshilfe am jeweiligen Bracket eingestellt werden (s. Abb. 10).

Die einzelnen Brackets wurden im virtuellen Raum manuell auf die Zahnoberflächen aufgebracht. Die Positionierungshilfe gab dabei gleichzeitig die okklusogingivale Höhe des Slots und die Längsachse des Brackets vor, welche mit der Midsagittalen in eine Ebene gesetzt werden konnte.

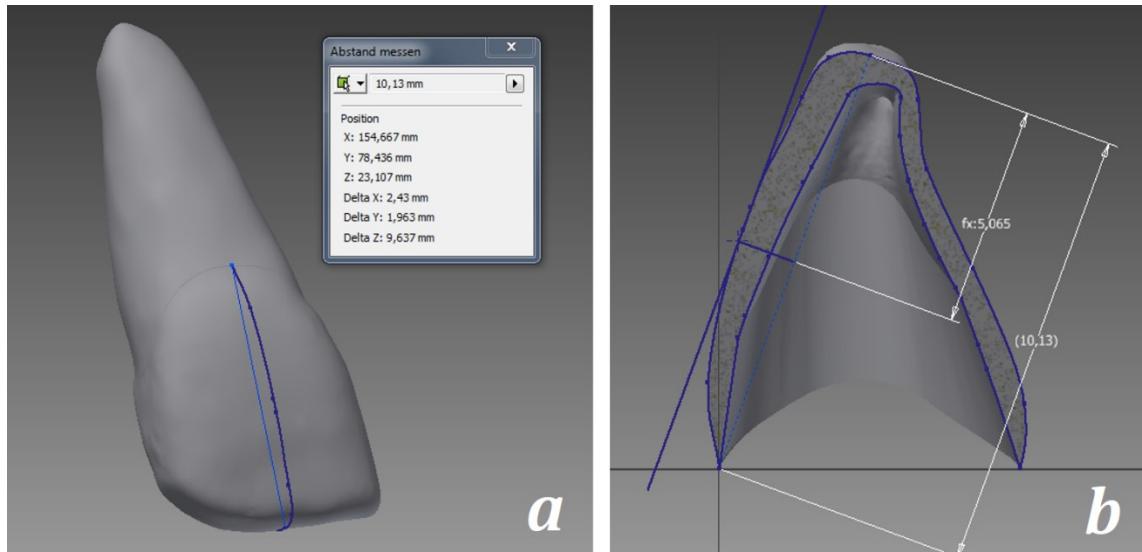


Abb. 12: Vermessung der Zahnkronen-Midsagittalen zur Ermittlung des FACC-Punktes (a). Um die Streckenhälften der Midsagittalen exakt zu übertragen, wurde die Zahnkronen zunächst entlang dieser virtuell aufgeschnitten. Der FACC-Punkt konnte mittels einer orthogonalen Linie, beginnend im Mittelpunkt der Verbindungsgeraden von Anfangs- und Endpunkt der Midsagittalen auf der Kronenoberfläche konstruiert werden (b).

Mittels softwareinterner Kollisionsprüfung und Abstandsmessung wurde ein Überschneiden der Bracketbasis mit der Zahnoberfläche ausgeschlossen und das Annähern der Basen an die Zahnkronen mit einer Distanz von $+0,00372 \pm 0,00228945$ mm validiert.

Jede der fünf Bracket-Zahn-Kombinationen wurde mit den, wie in Abschnitt 3.1.5 beschrieben, konstruierten Bögen verbunden, in dem die Zähne 11 bis 17 entsprechend einer intraoralen Situation entlang des Bogens aneinandergereiht wurden. Um die Anlagerung der verschiedenen Brackets an den Bögen miteinander vergleichbar zu machen, wurden bei sämtlichen Modellen die gleichen Abhängigkeiten der einzelnen Komponenten voneinander definiert. Die auf kranialer Seite begrenzende Slotwand der Brackets lag flächig und distanzlos an der nach kranial zeigenden Oberfläche des Bogens an. Die mesialen und distalen Slotkanten wurden in eine tangentiale Abhängigkeit mit der nach oral zeigenden Bogenfläche gebracht. Dies ermöglichte ein freies Führen der Zähne entlang des

Bogens bei gleichwährend maximaler Anlagerung des Brackets an diesen. Die mesiale Approximalfläche von Zahn 11 berührte punktuell die Medianebene des jeweiligen Bogens. Nachfolgend wurden durch das Heranführen der nach distal angrenzenden Zähne entlang des Bogens Approximalkontakte geschaffen.

Um die knöchernen Strukturen der auf diese Weise erstellten fünfundzwanzig Set-Ups des ersten Quadranten im weiteren Verlauf visuell leichter zu erfassen, wurden diese abschließend entlang der Medianebene der Bögen gespiegelt.

3.1.7 Überlagerung der Set-Ups mit der knöchernen Maxilla

Sämtliche Set-Ups, jeweils bestehend aus Bogen, Brackets und Zähnen, wurden im virtuellen Raum mit der knöchernen Maxilla überlagert. Für die transversale Dimension wurde die Medianebene der Bögen dabei mit der Sagittalebene der symmetrischen Maxilla-Struktur in Kongruenz zueinander gebracht. Bei einer orthodontischen Non-Extraktions-Therapie, mit dem vorrangigen Ziel der Ausformung der Zahnbögen kann von einer annähernd stabilen Position der Molaren ausgegangen werden. Daher wurden die ersten Molaren der Set-Up-Zahnbögen sowohl in der Vertikalen als auch in der Sagittalen in eine Position gebracht, die deren Ausgangsposition weitestgehend entsprachen. Auf diese Weise entstanden fünfundzwanzig Modelle mit einer virtuell austherapierten orthodontischen Situation.

3.2 Datenerhebung

Aufgrund der Symmetrie des Versuchsaufbaus durch die in Abschnitt 3.1.6 beschriebene Spiegelung der Modelle wurden sämtliche Daten ausschließlich am ersten Quadranten und für jedes Set-Up in einheitlicher Vorgehensweise erhoben.

3.2.1 Bewegungspunkte Apikal/Okkusal in horizontaler und vertikaler Ebene

Um das Ausmaß und die Art (z.B. Kippung oder Torque) der einzelnen Zahnbewegungen vom Ursprung in die therapeutische Endsituation nachvollziehen zu können, wurden im Ursprungsmodell für jeden Zahn apikale und okklusale Referenzpunkte definiert. Da die Oberflächen-Netzstruktur der Zahn-Volumenkörper in sämtlichen Set-Ups identisch war, ließen sich die Referenzpunkte eindeutig reproduzieren.

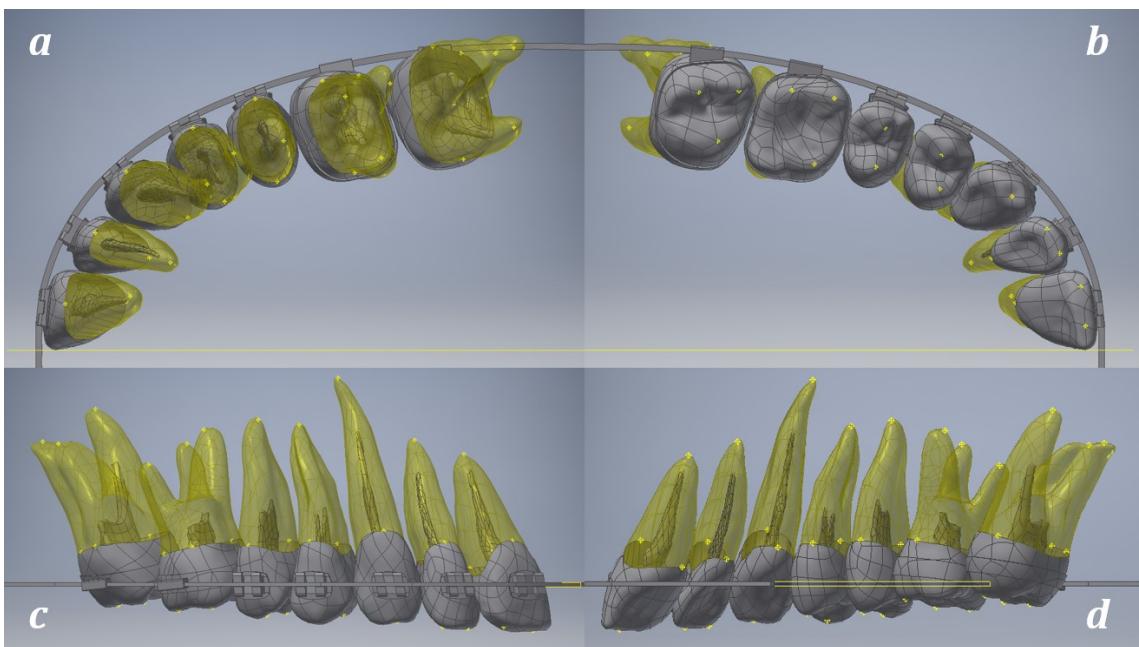


Abb. 13: Zahn-Volumenkörper mit NURBS-Oberfläche: Die Knotenpunkte der einzelnen Patches ermöglichen eine eindeutige Positionierung der apikalen und okklusalen Referenzpunkte in allen Set-Ups. In apikaler (a), okklusaler (b), vestibulärer (c) und palatinaler Aufsicht (d). Für die Definition der Wurzellängsachsen wurden gemäß der Anzahl der Wurzeln zusätzlich Fixpunkte auf vestibulärer und palatinaler Seite der Zähne auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze festgelegt (c, d).

Auf apikaler Ebene wurde jeder Wurzelspitze ein Punkt zugewiesen, den Zähnen 11-15 jeweils einer, den Zähnen 16 und 17 jeweils drei (mesiobukkal, mesiodistal, palatal). Die okklusalen Referenzpunkte markierten die mesialen und distalen Inzisalkanten der Zähne 11 und 12, die Eckzahnspitze an Zahn 13, die bukkalen und palatalen Höckerspitzen der Prämolaren 14 und 15 und die mesio-, distobukkalen

und palatalen Höckerspitzen der Molaren 16 und 17 (s. Abb. 13). Die mit den entsprechenden Referenzpunkten versehene Dentition des Ursprungsmodells wurde in jeden einzelnen Set-Up-Datensatz importiert.

Eine orthogonale Projektion der therapeutisch positionierten und der ursprünglichen Referenzpunkte auf die Medianebene (‘Vertikalebene’) und eine anschließende Messung der Abstände der Projektionspunkte in der Ebene wurde durchgeführt. Die Werte ließen Rückschlüsse auf die erfolgten Bewegungen der Wurzel spitzen und Okklusalpunkte in vertikaler und sagittaler Dimension zu.

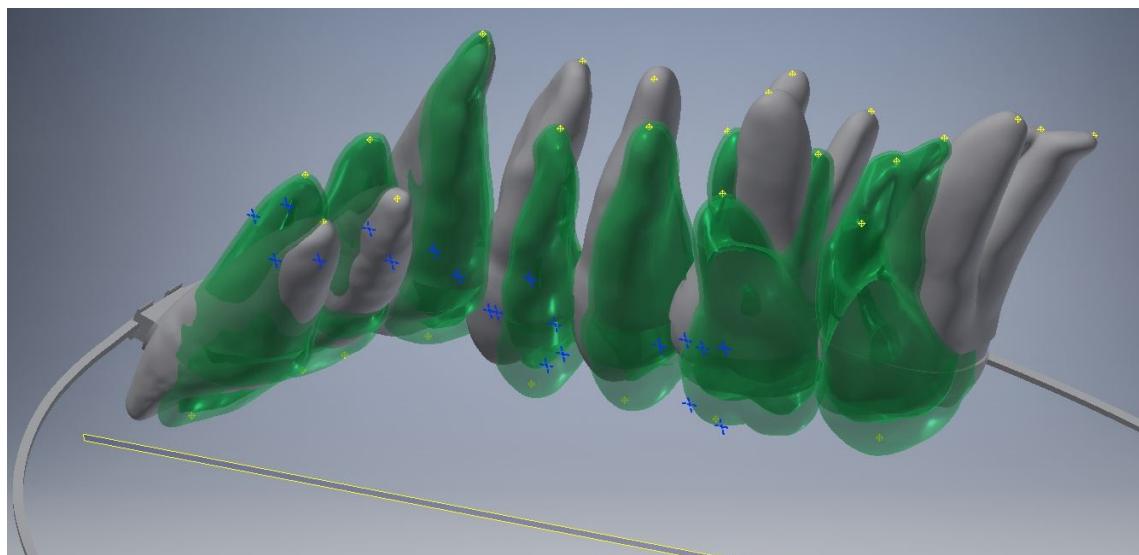


Abb. 14: Projektion der apikalen Referenzpunkte der prätherapeutischen (grün) und posttherapeutischen (grau) Situation auf die Medianebene.

Dieser Prozess wurde mit einer Projektion und Abstandsmessung der Punkte auf die Horizontalebene wiederholt und lieferte Daten zu den therapeutischen Bewegungen in sagittaler und transversaler Dimension.

3.2.2 Freiliegende Wurzeloberflächen (Rezessionen) in mm²

Gingivarezessionen entstehen, wenn die Wurzeloberfläche eines Zahns nicht von Knochen bedeckt ist. Im nächsten Schritt wurde die therapeutische Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen quantifiziert.

Die Schmelz-Zement-Grenze der einzelnen Zähne konnte durch die Dateistruktur eindeutig identifiziert werden und so die gesamte Wurzeloberfläche per Flächen-Prüf-Funktion der Software ‘Inventor’ exakt gemessen werden. Die Schmelz-Zement-Grenze stellte bereits im Ursprungsmodell nicht den Übergang von freiem

zu knochenbedeckendem Zahn dar, da bereits ein sichtbarer Knochenrückgang stattgefunden hatte. Aus diesem Grund war es nötig, die initial bereits freiliegende Wurzeloberfläche zu erfassen. Dafür wurde die Wurzeloberfläche in ihrer Schnittkurve mit dem kompakten Maxilla-Knochen geteilt. Auf diese Weise wurde eine neue Oberflächenunterteilung des Wurzelzements in intra- und extraossäre Abschnitte vorgenommen. Anschließend konnte die freiliegende Wurzeloberfläche exakt reproduzierbar per Flächen-Prüf-Funktion vermessen werden.

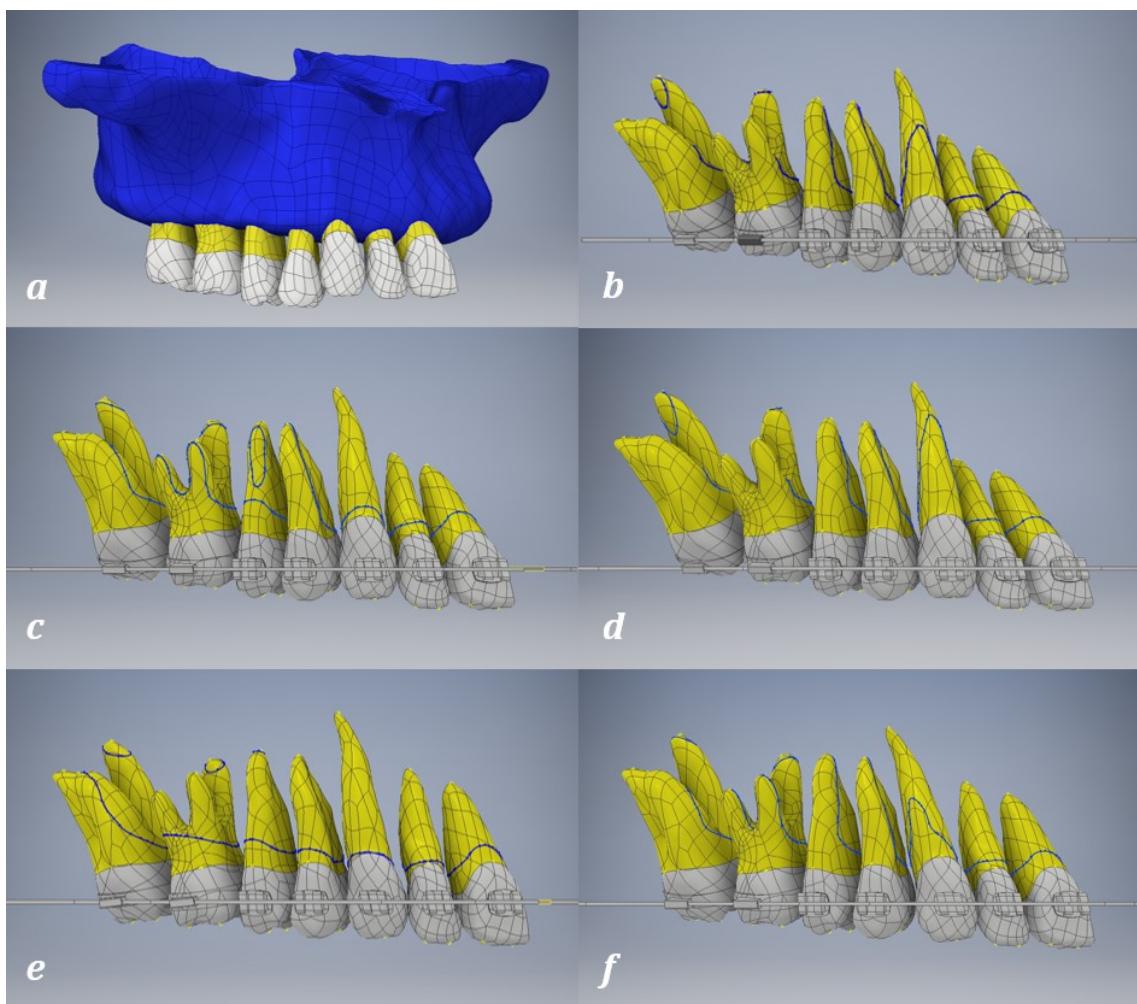


Abb. 15: Vermessung der extraossären Wurzeloberflächen. Die Abgrenzung zu den intraossären Wurzeloberflächen ist in den Abbildungen b-f durch die blaue Schnittkurve der Wurzeloberfläche mit der maxillären Kompakta dargestellt. Bereits im Ausgangsmodell war ein horizontaler Knochenrückgang festzustellen (a). Folgende Kombinationen sind beispielhaft aufgeführt: Accuform-Bogen mit Hasund-Brackets (FACC-Positionierung) (b), Ovoid-Bogen mit MBT-Brackets (c), Square-Bogen mit Hasund-Brackets (Positionierung nach Guide) (d), Tapered-Bogen mit Andrews Brackets (e), Damon-Bogen mit Roth-Brackets (f). Die freiliegenden Wurzeloberflächen von Zahn 16 und insbesondere 17 stachen in sämtlichen Set-Ups deutlich ins Auge.

Die Unterteilung der Wurzeloberfläche in intra- und extraossär wurde in identischer Vorgehensweise bei sämtlichen Set-Up-Modellen durchgeführt. Hierbei

wurden die posttherapeutisch freiliegenden Flächen in Form von Fenestrationen nicht berücksichtigt (vgl. Abb. 15c: Zahn 15), da diese lediglich prädisponierende Faktoren für einen Rückgang der Gingiva darstellen. Wurzelspitzen, die in den sinus maxillaris hineinragten, wurden ebenfalls nicht miteinbezogen (vgl. Abb. 15b-f: Zahn 16).

3.2.3 Bukkal und palatinal freiliegende Wurzellängsachsen

Der in Abschnitt 3.2.2 beschriebene Vorgang gestattet allgemeine Rückschlüsse auf die therapeutisch induzierte Veränderung der knöchernen Verhältnisse der einzelnen Zähne. Durch eine anschließende Messung der freiliegenden Längsachsen der Wurzeln vor und nach Behandlung sollte zusätzlich eine Verortung der Knochenrückgänge ermöglicht werden, da eine Zunahme der freiliegenden Wurzeloberfläche nicht zwangsläufig eine Verschlechterung der parodontalen Situation des Zahnes sowohl auf bukkaler als auch auf palatinaler Seite bedeuten muss.

Für jeden Zahn wurde auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze sowohl auf bukkaler als auch auf palatinaler Seite ein Punkt festgelegt, welcher in der entsprechenden Aufsicht im Verlauf der Längsachse der Zahnwurzel lag. Für die Molaren 16 und 17 wurde auf der vestibulären Seite jeweils ein Punkt für die mesiobukkale und distobukkale Wurzel definiert. Zwischen diesen Punkten und den bereits existenten apikalen Referenzpunkten (s. Abschnitt 3.2.1) wurde eine Gerade konstruiert und anschließend je Zahn orthogonal zu der nach vestibulär gerichteten Facette der Bracketbasis auf die Wurzeloberfläche projiziert (s. Abb. 16).

Die Gesamtlänge der individuellen Wurzellängsachsen wurde erhoben. Im Ursprungsmodell und den Set-Up-Modellen bildete der Schnittpunkt zwischen projizierter Längsachse mit der Schnittkurve von Kompakta und Wurzeloberfläche die Grenze zwischen knöchern bedecktem und unbedecktem Anteil der Längsachsen. Die Länge der extraossär liegenden Wurzellängsachse wurde für jeden Zahn auf oraler und vestibulärer Seite bestimmt. Kongruent zur Datenerhebung der flächigen Knochenrezessionen wurden auch hier die durch Fenestrationen hervortretenden Achsenmarkierungen nicht berücksichtigt.

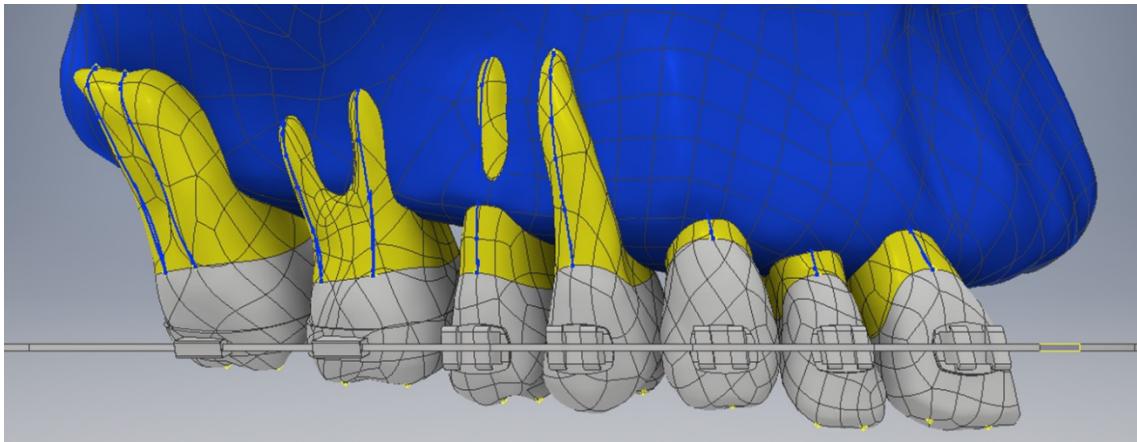


Abb. 16: Projektion der Wurzellängsachsen auf die NURBS-Oberfläche auf vestibulärer Seite. Durch die z.T. sehr starke Bukkalkippung im Set-Up lagen einzelne Wurzelachsen in der simulierten posttherapeutischen Situation in ihrem gesamten Verlauf außerhalb des knöchernen Bereichs (vgl. Zahn 14, 16 und 17).

3.3 Statistische Auswertung

Die erhobenen Messdaten aus den Abschnitten 3.2.1, 3.2.2 und 3.2.3 wurden mittels der Tabellenkalkulationssoftware Microsoft Excel 365 (Microsoft Corporation, Version 16.0.138) in zwei verschiedenen Tabellendesigns aufbereitet. Eine Tabelle enthielt sämtliche gemessenen Absolutwerte während in einer zweiten die Differenzen der Werte der Flächenrezessionen und der vertikalen Achsenvermessungen absolut und prozentual aufgeführt wurden. Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden die Minimum-, Maximum-, Mittel- und Medianwerte sowie die Standardabweichungen der Daten aller Einzelzähne ermittelt.

Mit Hilfe des Software-Pakets ‚R‘ (R Core Team, Version 4.0.3) und ‚RStudio Desktop‘ (RStudio PBC, Version 1.1.456) wurden im weiteren Verlauf ergänzend alle Werte der jeweiligen Parameter der einzelnen Set-Ups zusammengefasst und hiervon Minimum-, Maximum-, Mittel-, Medianwerte und Standardabweichungen bestimmt. Der Vorgang wurde im Folgenden unter Ausschluss der Einzelzahndaten des Zahnes 17 wiederholt. Eine grafische Darstellung der Ergebnisse wurde in Form von Boxplots und Liniendiagrammen realisiert.

4 Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit wurden durch den Vergleich fünf unterschiedlicher Bogenformen und fünf verschiedener Bracketsysteme mit einem nicht-therapierten vollbezahnten Oberkiefer-Referenzmodell insgesamt einhundertzweiundachtzig Wurzeloberflächen (sieben in prätherapeutischer, einhundertfünfundsiebzig in posttherapeutischer Position) analysiert und vermessen. Analog dazu wurden an den fünfundzwanzig variierenden Bracket-Bogen-Kombinationen und dem Ausgangsmodell sechsundzwanzig Modellanalysen zur Evaluation der anterioren und posterioren Zahnbogenbreite durchgeführt. Für eine differenziertere Interpretation der Ergebnisse erfolgte zudem eine separate Vermessung der Zähne an insgesamt vierhundertsechzehn Wurzellängsachsen. Zusätzlich wurde anhand fünfzehn okklusaler sowie elf apikaler Referenzpunkte die orthodontische Bewegung in horizontaler und vertikaler Ebene mittels sechshundertfünfzig Distanzmessungen abgebildet. Im Folgenden sollen die Ergebnisse der o.g. Messungen noch einmal in tabellarischer und grafischer Form detailliert dargelegt werden.

4.1 Modellanalyse

Die Modellanalyse des Ursprungsmodells ergab einen um 3,47 mm breiteren anterioren Zahnbogen als es die Platzanalyse nach Prof. Weise erfordert hätte, wohingegen die transversale Dimension im posterioren Bereich der ersten Molaren eine Zahnbogenenge mit einer Diskrepanz von -2,13 mm aufwies (vgl. Abb. 9 und Tab. 7).

In den simulierten therapeutischen Endsituationen waren sämtliche anteriore Zahnbogenbreiten geringer als im Ausgangsmodell mit Ausnahme der Bracket-Bogen-Kombination „Square“ mit „Roth FACC“. Die im Durchschnitt geringste Veränderung wurde durch die Bogenform „Square“ (-0,185 mm), die stärkste Verschmälerung durch die Form „Tapered“ (-5,277 mm) verursacht. Die Transversale des posterioren Zahnbogens wurde durch die Bogenformen nicht einheitlich verbreitert bzw. verschmälert. Die Bogenformen „Accuform“, „Damon“ und „Square“ erwirkten posttherapeutisch eine Verbreiterung. Hier stach v.a. die Form „Damon“ mit einem Wert von +2,116 mm hervor. Eine Verminderung der

Transversale Zahnbogenbreite [mm]		14-24	16-26	Differenz anterior zu Ist-Zustand	Differenz posterior zu Ist-Zustand
Ist-Zustand		39,67	46,466		
Soll nach Prof. Weise		36,2	48,6		
Accuform	Andrews FACC	38,43	48,06	-1,240	1,594
	Hasund FACC	37,876	47,896	-1,794	1,430
	Hasund Guide	37,826	48,17	-1,844	1,704
	MBT Guide	38,184	48,266	-1,486	1,800
	Roth FACC	39,054	48,192	-0,616	1,726
	Mittelwert			-1,396	1,651
Tapered	Andrews FACC	34,686	44,482	-4,984	-1,984
	Hasund FACC	34,046	44,332	-5,624	-2,134
	Hasund Guide	34,058	44,656	-5,612	-1,810
	MBT Guide	34,332	44,684	-5,338	-1,782
	Roth FACC	34,842	44,402	-4,828	-2,064
	Mittelwert			-5,277	-1,955
Ovoid	Andrews FACC	36,97	45,674	-2,700	-0,792
	Hasund FACC	36,356	45,548	-3,314	-0,918
	Hasund Guide	36,304	45,806	-3,366	-0,660
	MBT Guide	36,606	45,86	-3,064	-0,606
	Roth FACC	37,518	45,792	-2,152	-0,674
	Mittelwert			-2,919	-0,730
Damon	Andrews FACC	38,936	48,472	-0,734	2,006
	Hasund FACC	38,374	48,38	-1,296	1,914
	Hasund Guide	38,32	48,65	-1,350	2,184
	MBT Guide	38,646	48,704	-1,024	2,238
	Roth FACC	39,67	48,702	0,000	2,236
	Mittelwert			-0,881	2,116
Square	Andrews FACC	39,612	47,826	-0,058	1,360
	Hasund FACC	39,12	47,69	-0,550	1,224
	Hasund Guide	38,946	47,922	-0,724	1,456
	MBT Guide	39,304	47,948	-0,366	1,482
	Roth FACC	40,442	47,908	0,772	1,442
	Mittelwert			-0,185	1,393

Tab. 7: Modellanalyse des Ausgangsmodells und der einzelnen Set-Ups bezüglich der transversalen Zahnbogenbreiten anterior und posterior. Der SOLL-Wert nach Weise wurde aus einer gemessenen mesiodistalen Schneidekantensumme der oberen Inzisiven (SI_{OK}) von 29 mm gefolgt. Die hinteren beiden Spalten beschreiben die Veränderung der Bogenbreiten in [mm] im Vergleich zur ursprünglichen IST-Situation (s. Zeile 2). Da die Transversale in den simulierten Set-Up-Situationen maßgeblich durch die Form der orthodontischen Bögen bestimmt wird, wurden die Werte primär nach der Kategorie des jeweiligen Bogens gebündelt.

Transversalen konnte bei den Formen ‚Tapered‘ und ‚Ovoid‘ festgestellt werden. Die insgesamt geringsten Abweichungen vom ursprünglichen Modell bewirkte die Bogenform ‚Square‘, die stärkste die Form ‚Tapered‘.

4.2 Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen - Rezessionen

Die Erhebung der Rezessionen wurde an den einzelnen Zähnen sämtlicher Set-Ups und des Ursprungsmodells durchgeführt. Die durch die fünfundzwanzig verschiedenen Bracket-Bogen-Kombinationen verursachten Veränderungen der freiliegenden Wurzeloberflächen wurden zunächst am Einzelzahn betrachtet (s. Abb. 22 und Abb. 23). Eine Strukturierung der erhobenen Werte nach den jeweils angewandten Parametern ‚Bracketsystem‘ und ‚Bogenform‘ ermöglichte eine Visualisierung der Einflüsse auf den Einzelzahn (s. Abb. 19) sowie gesamtheitlich auf die gesamte Dentition der einzelnen Bracket-Bogen-Setups (s. Abb. 20 und Abb. 21). Hierbei wurden die Daten sowohl inklusive als auch exklusive des Zahns 17 aufbereitet, da der zweite Molar in der klinischen Alltagssituation häufig nicht bebändert wird. Zudem fiel bei Betrachtung der Gesamtwerte auf, dass durch Einbeziehung der Rezessionswerte des Zahnes 17 das Niveau der Gesamt-Rezessionswerte in den Gruppen durchgängig deutlich heraufgesetzt wurde (vgl. Abb. 17). Aufgrund dieses Umstandes wurden die Rezessionswerte des Zahnes 17 in den nachfolgenden grafischen Darstellungen mehrheitlich nicht berücksichtigt oder es erfolgte eine explizite Abgrenzung.

Abb. 17 zeigt zudem, dass sowohl unter Inklusion als auch bei Exklusion der Werte von Zahn 17 die Gesamtrezessionen bei reiner Betrachtung des Bracketsystems oder der Bogenform – ungeachtet der jeweils kombinierten Unterparameter Bogenform bzw. Brackettyp – bei den Brackets ‚Andrews FACC‘ (Median von $+47,72\text{mm}^2/+168,988\text{ mm}^2$ mit 17) und der Bogenform ‚Tapered‘ (Median von $-11,462\text{mm}^2/+90,649\text{ mm}^2$ mit 17) am geringsten ausfielen. Die höchsten Rezessionen wurden bei Verwendung des Bracketsystems ‚Hasund Guide‘ (Median von $+330,209\text{ mm}^2/+571,104\text{ mm}^2$ mit 17) und der Bogenform ‚Square‘ ($+201,182\text{ mm}^2/+332,491\text{ mm}^2$ mit 17) verzeichnet.

Um die Quantität der Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen der einzelnen Bracket-Bogen-Kombinationen differenzierter beurteilen zu können,

erfolgte die weiterführende Analyse der Rezessionswerte innerhalb der Gruppen der jeweiligen Bracketsysteme bzw. Bogenformen mit den variierenden Kombinationen.

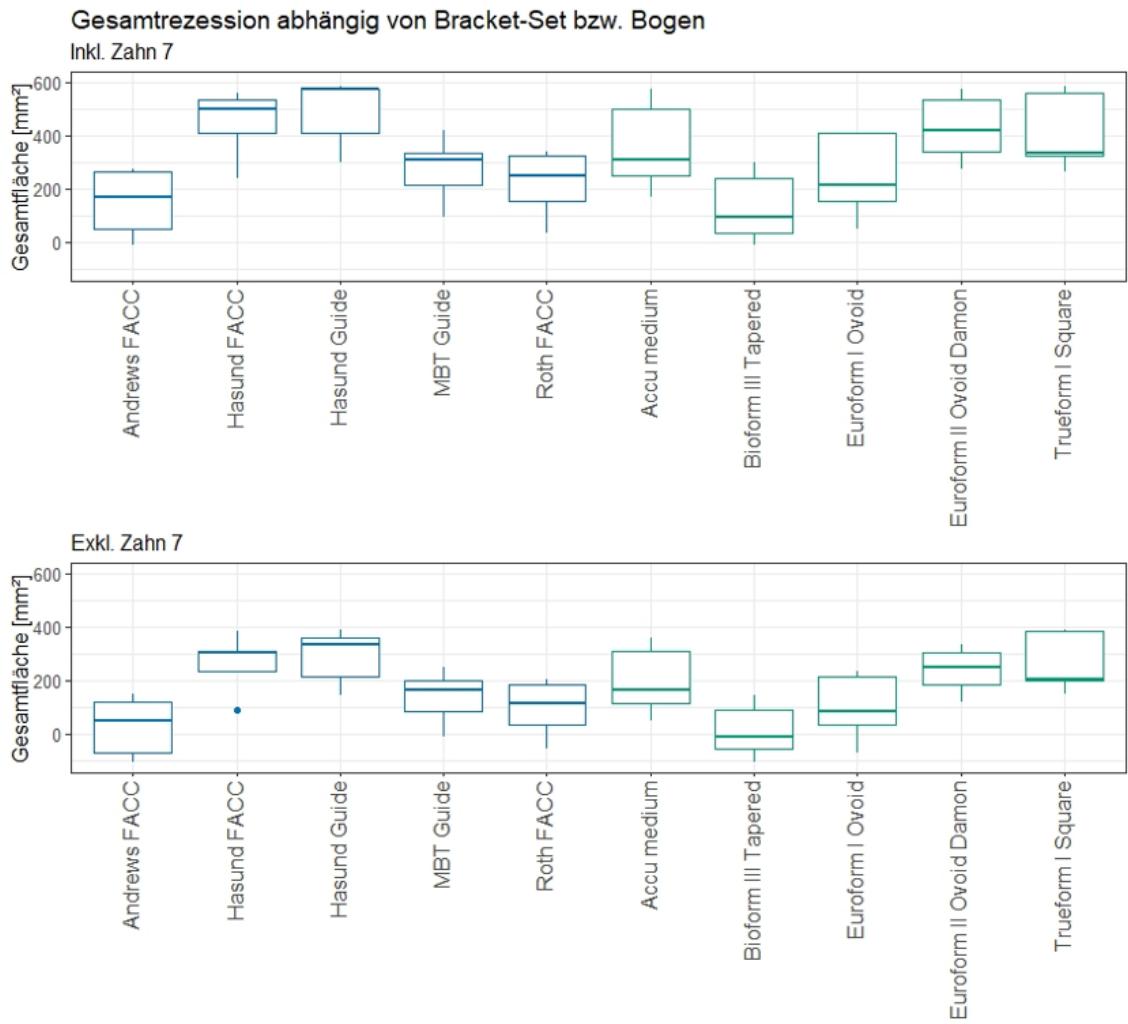


Abb. 17: Grafische Darstellung der Veränderung der Gesamtrezessionsflächen aller Zähne unter Verwendung der jeweiligen Bracketsysteme ungeachtet der kombinierten Bogenform und umgekehrt. Im oberen Teil der Grafik zeigt sich unter Einbeziehung der Rezessionswerte des Zahnes 17 ein deutlich erhöhtes Niveau der Gesamtrezessionen in sämtlichen simulierten Bracket-Bogen-Kombinationen. In beiden Grafiken ist für das Bracketsystem ‚Andrews FACC‘ sowie die Bogenform ‚Tapered‘ die geringste Zunahme freiliegender Wurzeloberflächen ersichtlich.

Ergebnisse

		Wurzelfläche [mm ² und %]			
		Zahn		11-16	
				%	
Gesamte Wurzeloberfläche		1602,685		100%	
Freiliegende Wurzeloberfläche im Ursprungsmodell		411,608		26%	
Bracket-Typ	Bogenform / Statistik	Posttherapeutische Veränderung der freiliegenden Wurzeloberfläche			
Andrews FACC	Accu	47,72		3%	
	Tapered	-108,042		-7%	
	Ovoid	-73,898		-5%	
	Damon	118,463		7%	
	Square	146,922		9%	
		Mittelwert		26,233	
		Median		47,72	
Hasund FACC	Accu	307,573		19%	
	Tapered	89,753		6%	
	Ovoid	234,927		15%	
	Damon	302,941		19%	
	Square	382,562		24%	
		Mittelwert		263,5512	
		Median		302,941	
Hasund Guide	Accu	355,821		22%	
	Tapered	140,396		9%	
	Ovoid	214,713		13%	
	Damon	330,209		21%	
	Square	389,804		24%	
		Mittelwert		286,1886	
		Median		330,209	
MBT Guide	Accu	161,735		10%	
	Tapered	-11,462		-1%	
	Ovoid	83,736		5%	
	Damon	248,888		16%	
	Square	198,468		12%	
		Mittelwert		136,273	
		Median		161,735	
Roth FACC	Accu	114,679		7%	
	Tapered	-57,594		-4%	
	Ovoid	33,256		2%	
	Damon	183,103		11%	
	Square	201,182		13%	
		Mittelwert		94,9252	
		Median		114,679	
Bogenform	Statistik				
Accu		Mittelwert		197,5056	
		Median		161,735	
Tapered		Mittelwert		10,6102	
		Median		-11,462	
Ovoid		Mittelwert		98,5468	
		Median		83,736	
Damon		Mittelwert		236,7208	
		Median		248,888	
Square		Mittelwert		263,7876	
		Median		201,182	

Tab. 8: Übersicht der je Set-Up summierten Veränderungen der Rezessionsflächen der gesamten Dentition unter Ausschluss und Einbeziehung von Zahn 17. Je nach Betrachtung des primären Messobjektes „Bracketsystem“ und „Bogenform“ wurden Mittelwert und Median erhoben und sämtliche Werte sowohl numerisch als auch prozentual aufgeführt.

Bei grafischer Aufbereitung der Einzelzahnrezessionen nach deren angelegter Bogenform wiesen die Verläufe der Graphen der Bracketsysteme innerhalb der Gruppen oftmals einen ähnlich Form-Verlauf auf, während sich das Niveau der Linearen voneinander unterschied. Dies war insbesondere bei den Bögen ‚Tapered‘ und ‚Ovoid‘ der Fall (vgl. Abb. 18). In Gegenüberstellung hierzu zeigte sich der Verlauf der Graphen innerhalb der Bracketsystem-Gruppen bei den Zähnen 11 und 12 zunächst nah beieinander und trennte sich ab Zahn 13 nach posterior auf. Die Bogenformen ‚Tapered‘ und ‚Ovoid‘ wiesen diesen ähnlichen Verlauf bis eingeschlossen Zahn 13 auf und eine Aufzweigung der Graphen war erst ab Zahn 14 zu beobachten. Ausgenommen hiervon war die Gruppe des Bracketsystems ‚Hasund FACC‘ (s. Abb. 19). Der Bogen ‚Tapered‘ konnte in Verbindung mit allen untersuchten Bracketsystemen eine Zunahme an knochengebundener Wurzeloberfläche der Zähne im Seitenzahngebiet erwirken. Am eindrücklichsten zeigte sich dieser Effekt bei den Brackets ‚Andrews FACC‘, ‚Roth FACC‘ und ‚MBT Guide‘ (s. Abb. 18).

Im Rahmen der deskriptiven Statistik der aufsummierten Rezessionswerte der vollständigen Dentition (exklusive Zahn 17) eines Set-Ups wurde erneut nach den Parametern ‚Bogenform‘ (s. Abb. 20) und ‚Bracketsystem‘ (s. Abb. 21) unterteilt.

Die Bogenform ‚Accuform‘ wies in Kombination mit der Bracketprogrammierung ‚Andrews FACC‘ den geringsten ($+47,72 \text{ mm}^2$), in Kombination mit dem System ‚Hasund Guide‘ den stärksten Zuwachs an Rezessionsflächen auf ($+355,821 \text{ mm}^2$). Bei der Bogenform ‚Tapered‘ verursachte das System ‚Andrews FACC‘ die geringsten Rezessionen ($-108,042 \text{ mm}^2$), die Brackets nach ‚Hasund Guide‘ die ausgeprägtesten ($+140,396 \text{ mm}^2$). Den gleichen Effekt erzielten die Bracketsysteme ‚Andrews FACC‘ ($+118,463 \text{ mm}^2$) und ‚Hasund Guide‘ ($+330,209 \text{ mm}^2$) in der Gruppe des ‚Damon‘-Bogens. In Verbindung der Form ‚Square‘ mit den Brackets ‚Andrews FACC‘ resultierte eine Simulation ebenfalls in den geringsten Rezessionswerten ($+146,922 \text{ mm}^2$). Die Brackets ‚Hasund Guide‘ bewirkten hier den negativsten Effekt ($+389,804 \text{ mm}^2$), wobei das System ‚Hasund FACC‘ sich hier nur knapp darunter befand ($+382,562 \text{ mm}^2$). Lediglich die Bogenform ‚Ovoid‘ zeigte seine größten Rezessionswerte bei Anwendung der Brackets ‚Hasund FACC‘ ($+234,927 \text{ mm}^2$). Der

Ergebnisse

niedrigste Wert entfiel in dieser Gruppe erneut auf das Bracketsystem ,Andrews FACC‘ (-73,898 mm²).

Bei Strukturierung der Daten nach Bracketsystem, weist die Kombination des Brackets ,Andrews FACC‘ mit dem Bogen ,Tapered‘ erneut die geringste Rezession mit einem Zugewinn an knochengebundener Wurzeloberfläche auf (-108,042 mm²), der Bogen ,Square‘ verursacht die am stärksten vergrößerte Rezessionsfläche von +146,922 mm². Unter Einsatz des Bracketsystems ,Hasund FACC‘ resultiert das Anlegen der Bogenform ,Tapered‘ im geringsten (+89,753 mm²), der Bogen ,Square‘ (+382,562 mm²) im ausgeprägtesten Zuwachs der freiliegenden Wurzeloberfläche. Simultan dazu verhielten sich die Bögen ,Tapered‘ (+140,396 mm²) und ,Square‘ (+389,804 mm²) beim Bracketsystem ,Hasund Guide‘, wobei beide Werte über dem Niveau der Kombinationen mit dem System ,Hasund FACC‘ liegen. Die Werte in der Gruppe der Brackets nach ,MBT Guide‘ wiesen bei der Bogenform ,Tapered‘ den niedrigsten (-11,462 mm²), bei ,Damon‘ den höchsten (+248,888 mm²) Rezessionswert auf. In der Set-Up-Simulation des Bracketsystems ,Roth FACC‘ mit der Bogenform ,Tapered‘ zeigte sich die stärkste Verminderung der freien Wurzeloberflächen (-57,594 mm²), die Simulation mit dem Bogen ,Square‘ verursachte hier den auffälligsten Zuwachs an Rezessionsflächen mit einem Wert von (+201,187 mm²).

Insgesamt verzeichnete bei Betrachtung nach primärem Messobjekt ,Bogenform‘ das Bracketsystem ,Andrews FACC‘ in sämtlichen Gruppen die geringsten Rezessionswerte. Umgekehrt konnte bei primärem Messobjekt ,Bracketsystem‘ die Verknüpfung mit der Bogenform ,Tapered‘ das gleiche Resultat beobachtet werden.

Eine Gesamtübersicht aller erhobenen Messwerte und deskriptiv-statistischen Parameter findet sich in den Tabellen 8 und 9.

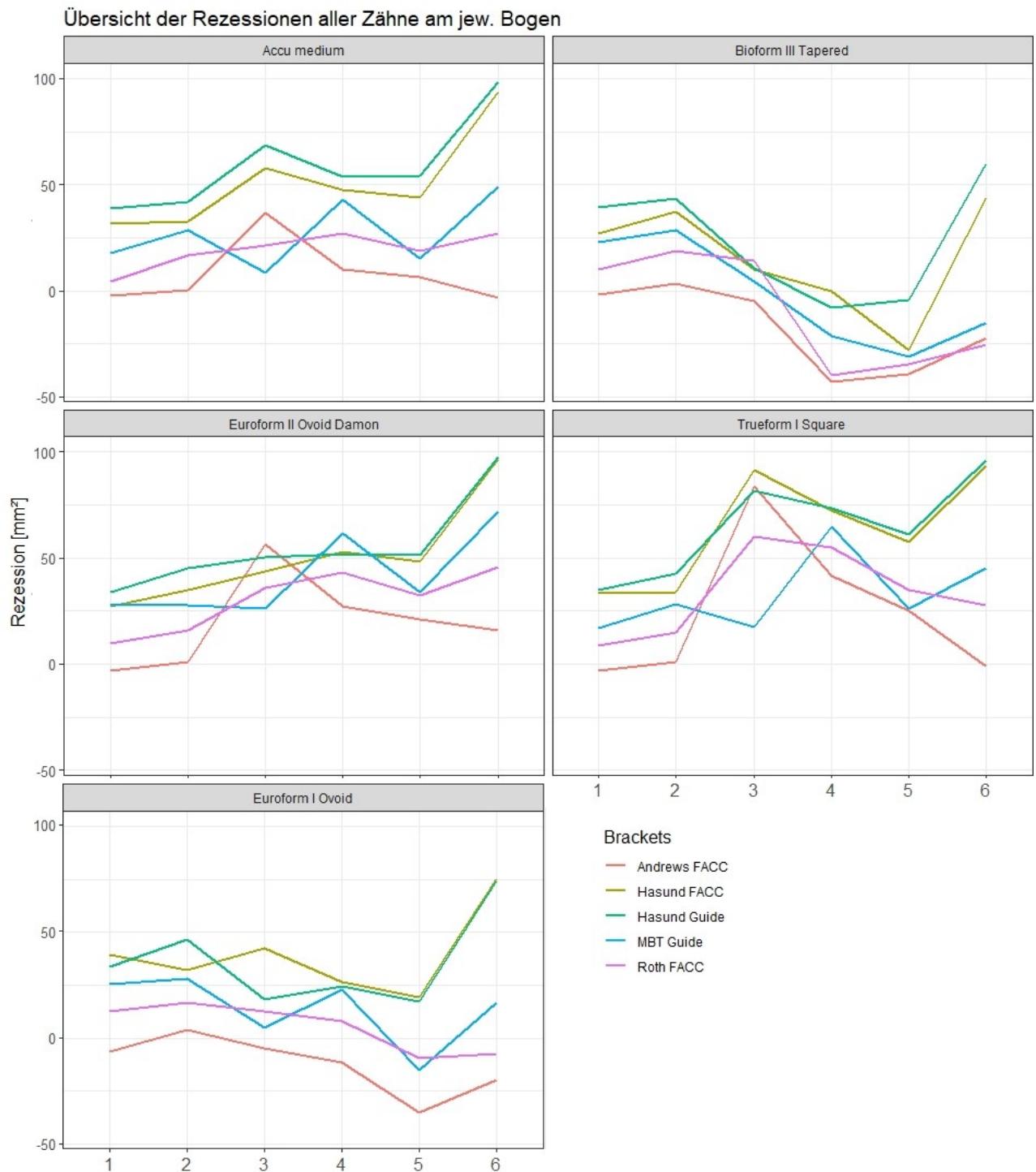


Abb. 18: Übersicht der Rezessionen der einzelnen Zähne (11-16) bei primärer Aufschlüsselung der Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen nach Bogenform.

Ergebnisse

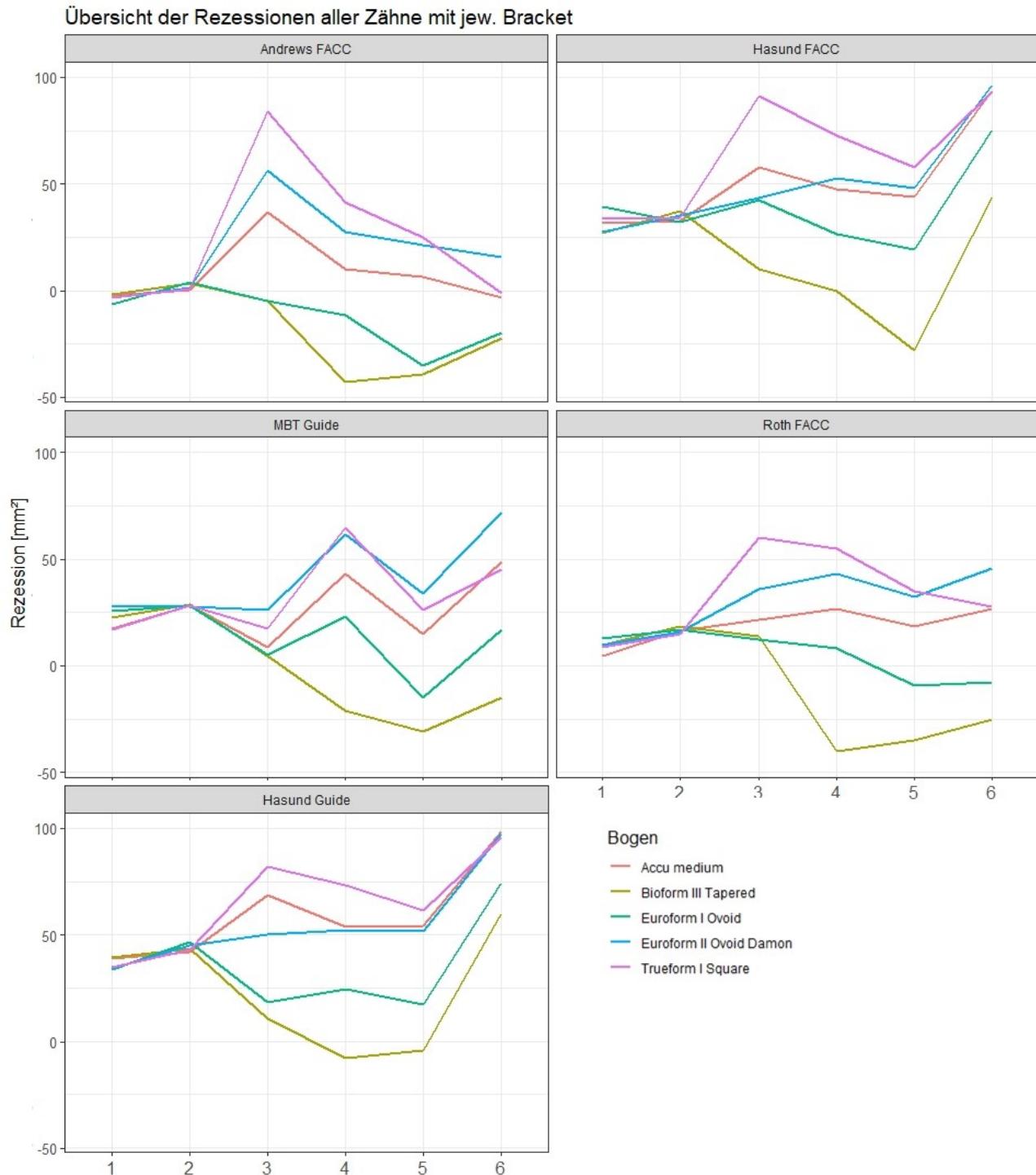


Abb. 19: Übersicht der Rezessionen der einzelnen Zähne (11-16) bei primärer Aufschlüsselung der Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen nach Bracketsystem.

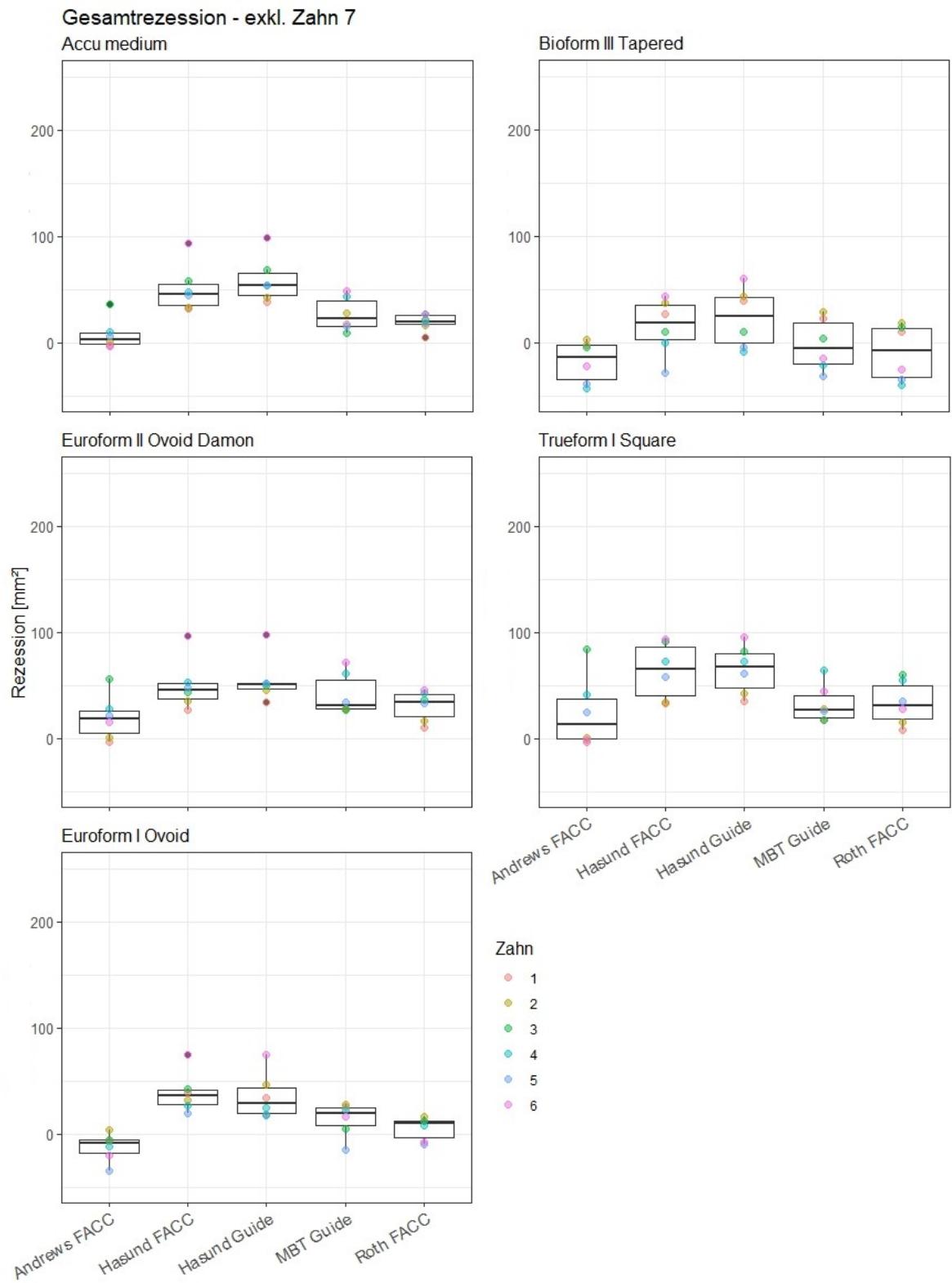


Abb. 20: Grafische Darstellung der Rezessionen der gesamten Dentition der jeweiligen Set-Ups bei Gruppierung nach Bogenform.

Ergebnisse

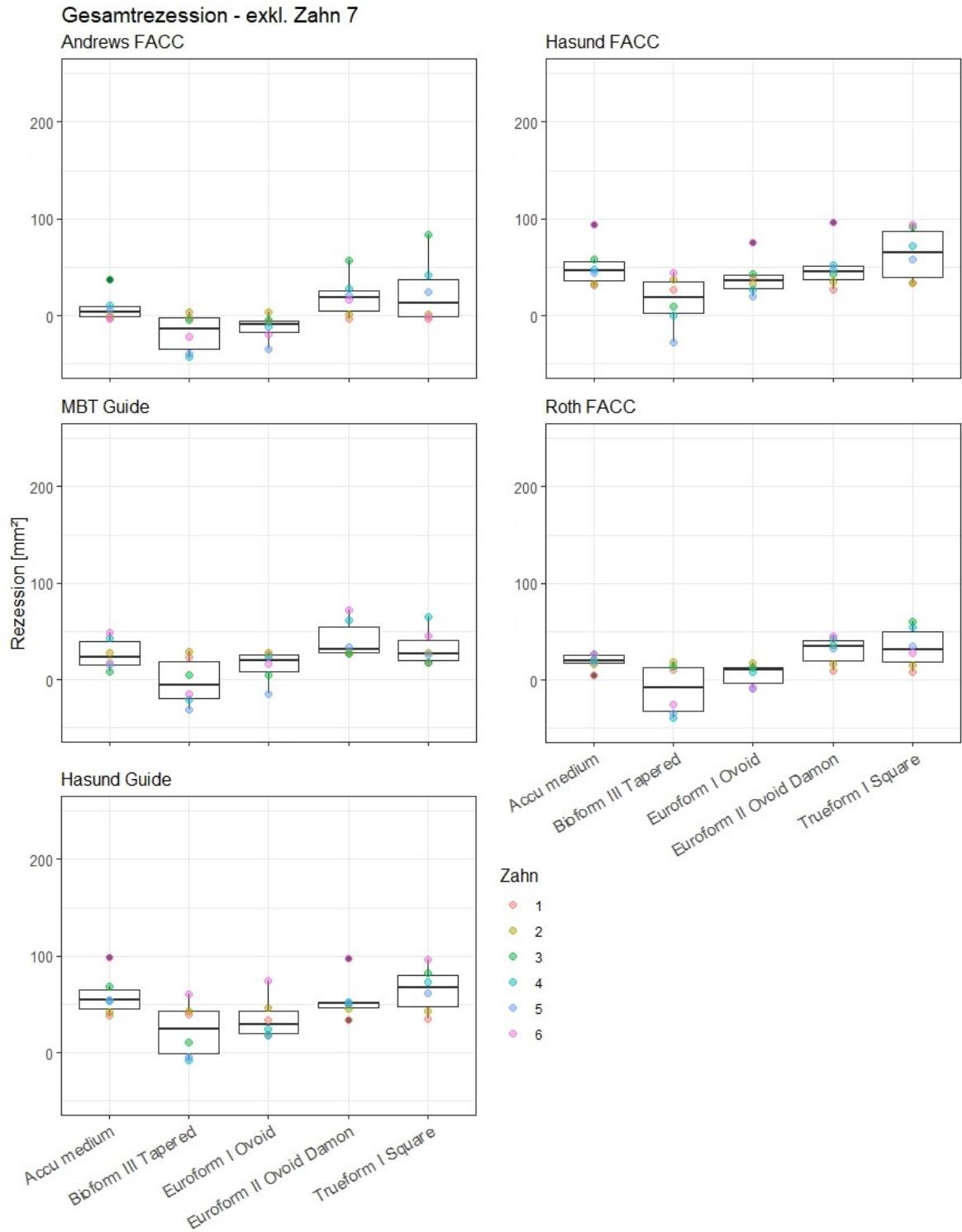


Abb. 21: Grafische Darstellung der Rezessionen der gesamten Dentition der jeweiligen Set-Ups bei Gruppierung nach Bracketsystem.

Rezessionen		Wurzelfläche [mm ² und %]													
		Zahn													
		11	%	12	%	13	%	14	%	15	%	16	%	17	%
Gesamte Wurzeloberfläche															
Freilegende Wurzeloberfläche im Ursprungsmode		204,245	100%	201,691	100%	308,165	100%	262,431	100%	252,949	100%	373,204	100%	481,527	100%
Bracket-Typ	Bogenform Statistik	Posttherapeutische Veränderung der freilegenden Wurzeloberfläche [mm ² und %]													
Andrews FACC	Accu	-2,244	-1%	0,312	0%	36,604	12%	10,12	4%	6,405	3%	3,477	-1%	121,268	25%
Tapered		-1,88	-1%	3,24	2%	-4,913	-2%	-42,979	-16%	-39,066	-15%	-22,444	-6%	96,926	20%
Ovoid		-6,662	-3%	4,03	2%	-5,014	-2%	-11,319	-4%	-35,065	-14%	-19,868	-5%	122,973	26%
Damon		-3,335	-2%	1,072	1%	56,445	18%	27,361	10%	21,121	8%	15,799	4%	151,846	32%
Square		-3,238	-2%	0,959	0%	83,775	27%	41,576	16%	24,9	10%	-1,05	0%	115,938	24%
Minimum		-6,662		0,312		-5,014		-42,979		-39,066		-22,444		96,926	
Maximum		-1,88		4,03		83,775		41,576		24,9		15,799		151,846	
Median		-3,238		1,072		36,604		10,12		6,405		-3,477		121,268	
Mittelwert		-3,4718		1,9226		33,3794		4,9518		-4,341		-6,208		121,7902	
Standardabweichung		1,89024289		1,61424461		38,8023759		33,2878172		30,6945266		15,5609661		19,7325841	
Hasund FACC	Accu	31,611	15%	32,606	16%	57,863	19%	47,672	18%	44,02	17%	93,801	25%	188,539	39%
Tapered		26,922	13%	37,436	19%	9,876	3%	-0,119	0%	-28,145	-11%	43,783	12%	150,216	31%
Ovoid		39,253	19%	32,268	16%	42,44	14%	26,587	10%	19,315	8%	75,064	20%	175,039	36%
Damon		27,287	13%	35,128	17%	43,391	14%	52,792	20%	48,022	19%	96,321	26%	229,982	48%
Square		33,546	16%	34,034	17%	91,339	30%	72,465	28%	57,75	23%	93,428	25%	175,44	36%
Minimum		26,922		32,268		9,876		-0,119		-28,145		43,783		150,216	
Maximum		39,253		37,436		91,339		72,465		57,75		96,321		229,982	
Median		31,611		34,034		43,391		47,672		44,02		93,428		175,44	
Mittelwert		31,7238		34,2944		48,3918		39,8794		28,1924		80,4794		183,8432	
Standardabweichung		5,06864052		2,09969231		29,9801793		27,6850189		34,5329138		22,2038279		29,282058	
Hasund Guide	Accu	38,678	19%	42,097	21%	68,534	22%	53,835	21%	54,089	21%	98,588	26%	215,283	45%
Tapered		39,228	19%	43,465	22%	10,447	3%	-8,197	-3%	-4,46	-2%	59,913	16%	157,598	33%
Ovoid		33,757	17%	46,73	23%	18,487	6%	24,227	9%	17,211	7%	74,301	20%	193,891	40%
Damon		34,117	17%	45,087	22%	50,168	16%	51,975	20%	51,45	20%	9,412	26%	241,499	50%
Square		34,948	17%	42,738	21%	81,829	27%	73,189	28%	61,225	24%	95,875	26%	194,187	40%
Minimum		33,757		42,097		10,447		-8,197		-4,46		59,913		157,598	
Maximum		39,228		46,73		81,829		73,189		61,225		98,588		241,499	
Median		34,948		43,465		50,168		51,975		51,45		95,875		194,187	
Mittelwert		36,1456		44,0234		45,893		39,0058		35,903		85,2178		200,4916	
Standardabweichung		2,60619997		1,87966283		30,94266662		31,6350823		28,2498058		17,3244488		30,9175079	

Rezessionen	Wurzeloberfläche [mm ² und %]															
	Zahn		11		12		13		14							
Gesamte Wurzeloberfläche		204,245	100%	201,691	100%	308,165	100%	262,431	100%	373,204	100%					
Freiliegende Wurzeloberfläche im Ursprungsmodell		45,503	22%	28,353	14%	28,608	9%	86,112	33%	121,751	33%					
Bracket-Typ	Bogenform	Statistik	Posttherapeutische Veränderung der freiliegenden Wurzeloberfläche [mm ² und %]													
MBT Guide	Accu		17,627	52%	28,331	67%	8,739	84%	43,09	-526%	14,945	-335%	49,003	82%	145,29	92%
	Tapered		22,713	67%	28,643	68%	4,365	42%	-21,122	258%	-31,119	698%	-14,942	-25%	102,11	65%
	Ovoid		25,702	76%	28,263	67%	4,874	47%	23,062	-281%	-14,959	335%	16,794	28%	131,29	83%
	Damon		27,507	81%	27,704	66%	26,353	252%	61,446	-750%	34,074	-764%	71,804	120%	169,64	108%
	Square		17,072	51%	28,38	67%	17,474	167%	64,459	-786%	26,133	-586%	44,95	75%	134,02	85%
	Minimum	17,072	27,704	4,365	-21,122	-31,119	-14,942	102,11								
	Maximum	27,507	28,643	26,353	64,459	34,074	71,804	169,64								
	Median	22,713	28,331	8,739	43,09	14,945	44,95	134,02								
	Mittelwert	25,1242	28,262	12,361	34,187	5,8148	33,5218	136,47								
	Standardabweichung	4,68698749	0,34466397	9,42110532	35,0769211	27,7958115	33,409233	24,4517892								
Roth FACC	Accu		4,485	1,33%	16,548	39%	21,4	205%	26,773	-327%	18,649	-418%	26,824	45%	133,03	84%
	Tapered		9,935	29%	18,641	44%	13,946	133%	-39,885	487%	-34,901	783%	-25,33	-42%	92,42	59%
	Ovoid		12,759	38%	16,866	40%	12,467	119%	8,053	-98%	-9,398	211%	-7,491	-13%	120,88	77%
	Damon		9,779	29%	16,079	38%	35,964	344%	42,902	-523%	32,591	-731%	45,788	76%	156,55	99%
	Square		8,563	25%	15,09	36%	60,195	576%	54,826	-669%	34,704	-778%	27,804	46%	119,67	76%
	Minimum	4,485	15,09	12,467	-39,885	-34,901	-25,33	92,42								
	Maximum	12,759	18,641	60,195	54,826	34,704	45,788	156,55								
	Median	9,779	16,548	21,4	26,773	18,649	26,824	120,88								
	Mittelwert	9,1042	16,6448	28,7944	18,5338	8,329	13,519	124,5154								
	Standardabweichung	3,0005533875	1,30198376	19,8691782	37,0857814	29,3909146	29,0399287	23,2702616								

Tab. 9: Rezessionswerte sämtlicher Zähne in allen fünfundzwanzig Set-Up-Kombinationen. Als Referenz sind die Flächenmaße der gesamten Wurzeloberflächen der Zähne und deren im Ursprungsmodell freiliegenden Wurzeloberflächen aufgeführt. In den farbig hinterlegten Feldern finden sich sowohl in numerischer als auch prozentualer Angabe der Wert der Zunahme (+) bzw. Abnahme (-) an freiliegender Wurzeloberfläche eines jeden einzelnen Zahnes. Zudem sind der Tabelle die Werte der deskriptiven Statistik zu entnehmen, welche Auskunft über die Veränderungen der freiliegenden Wurzeloberfläche je Zahn in Abhängigkeit der variierten Bracketsysteme geben.

4.3 Einfluss der orthodontischen Bewegung auf die bukkalen und palatinalen Wurzellängsachsen

Um die Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen an den einzelnen Zähnen besser interpretieren zu können, wurden die Längen der freiliegenden Wurzellängsachsen der Zähne auf palatinaler und bukkaler Seite aus dem Ursprungsmodell mit den Längen der Wurzelachsen in den verschiedenen posttherapeutischen Simulationen verglichen.

Es zeigte sich, dass durch die simulierte Behandlung in sämtlichen fünfundzwanzig Set-Ups eine Zunahme des freiliegenden Anteils der zuvor definierten Längsachsen maßgeblich auf bukkaler Seite zu verzeichnen war. Auf palatinaler Seite führte die orthodontische Bewegung ebenfalls im Frontzahnbereich zu einer Zunahme der freiliegenden Achsen. Hier konnte jedoch auch im Seitenzahnbereich ein Anstieg des Anteils an knochenbedeckter Wurzellängsachse festgestellt werden (s. Abb. 22 und Abb. 23).

Die Veränderungen der sichtbaren Wurzellängsachsen auf bukkaler Seite schwankte bei den Zähnen 11 und 12 zwischen einer Zunahme von maximal +10% (Zahn 11 in der Kombination ‚Has und FACC‘ und ‚Ovoid‘) und einer Abnahme von -10% (u.a. Zahn 12 – ‚Andrews FACC‘ und ‚Tapered‘) (s. Tab. 10: Übersicht der Veränderungen an freiliegender Wurzellängsachsen auf bukkaler Seite der einzelnen Zähne. Die rot markierten Werte markieren die Wurzellängsachsen, die sich in posttherapeutischer Situation in ihrer gesamten Länge außerhalb des Alveolarknochens befanden. Abhängig von der gewählten Bogenform ließ sich ein erhöhter Anteil der freiliegenden Wurzelachse vor allem im Seitenzahngebiet verzeichnen. Hier nahm die Länge der gemessenen freien Zahnachse bei den Bogenformen ‚Accu‘, ‚Damon‘ und ‚Square‘ ab Zahn 13 bzw. bei den Bogenformen ‚Ovoid‘ und ‚Tapered‘ ab Zahn 14 stark zu (Abb. 22).

Auf vestibulärer Seite lagen die Wurzellängsachsen bei Betrachtung der Werte von anterior (11) nach posterior (16) zunehmend in ihrer gesamten Länge frei. Unter Verwendung des Bogens der Form ‚Tapered‘ war dies zunächst erst ab Zahn 16 zu beobachten. Bei den Bögen ‚Accu‘, ‚Damon‘ und ‚Square‘ konnte dieses Phänomen bereits ab Zahn 14 nach posterior beobachtet werden, wobei es in der Kombination

Ergebnisse

mit dem Bracketsystem ‚Andrews FACC‘ vereinzelte Ausnahmen gab, die vor allem Zahn 16 betrafen. Hier nahm die Länge der freiliegenden Achse – insbesondere der mesialen Wurzel – im Vergleich zur Ursprungssituation zwar zu (zw. 4-46%), lag jedoch in der therapeutischen Endsituation nicht über ihren gesamten Verlauf frei. Grundsätzlich ließ sich ein hohes Niveau der Werte im Seitenzahnbereich in allen Gruppen feststellen.

Bei Vermessung der bukkalen Längsachsen im Frontzahnbereich wurde in der Kombination von ‚Andrews FACC‘-Brackets mit dem Bogen ‚Square‘ die gesamte Wurzellängsachse des Zahns 13 gemessen, was einer Bewegung der Längsachse in ihrer Gesamtheit nach extraossär bedeutet. Bei Anlegen des Bogens ‚Damon‘ lag der Messwert an Zahn 13 mit 0,242 mm weniger nur knapp darunter (s. Tab. 10).

Von palatinaler Seite konnte im Frontzahnbereich in sämtlichen Kombinationen und unabhängig von der primären Betrachtung einer Gruppierung nach Brackets oder Bogenform der stärkste Anstieg freiliegender Wurzellängsachsen an Zahn 12 beobachtet werden. Im Seitenzahngebiet wurde in allen Simulationen ab inklusive Zahn 14 nach distal eine Verbesserung der knöchernen Verhältnisse bzgl. der Wurzellängsachsen gemessen.

Die Kombination, welche insbesondere auf vestibulärer Seite die geringste Zunahme an freiliegender Wurzellängsachsen verursachte, war die des Bracketsystems ‚Andrews FACC‘ mit der Bogenform ‚Tapered‘.

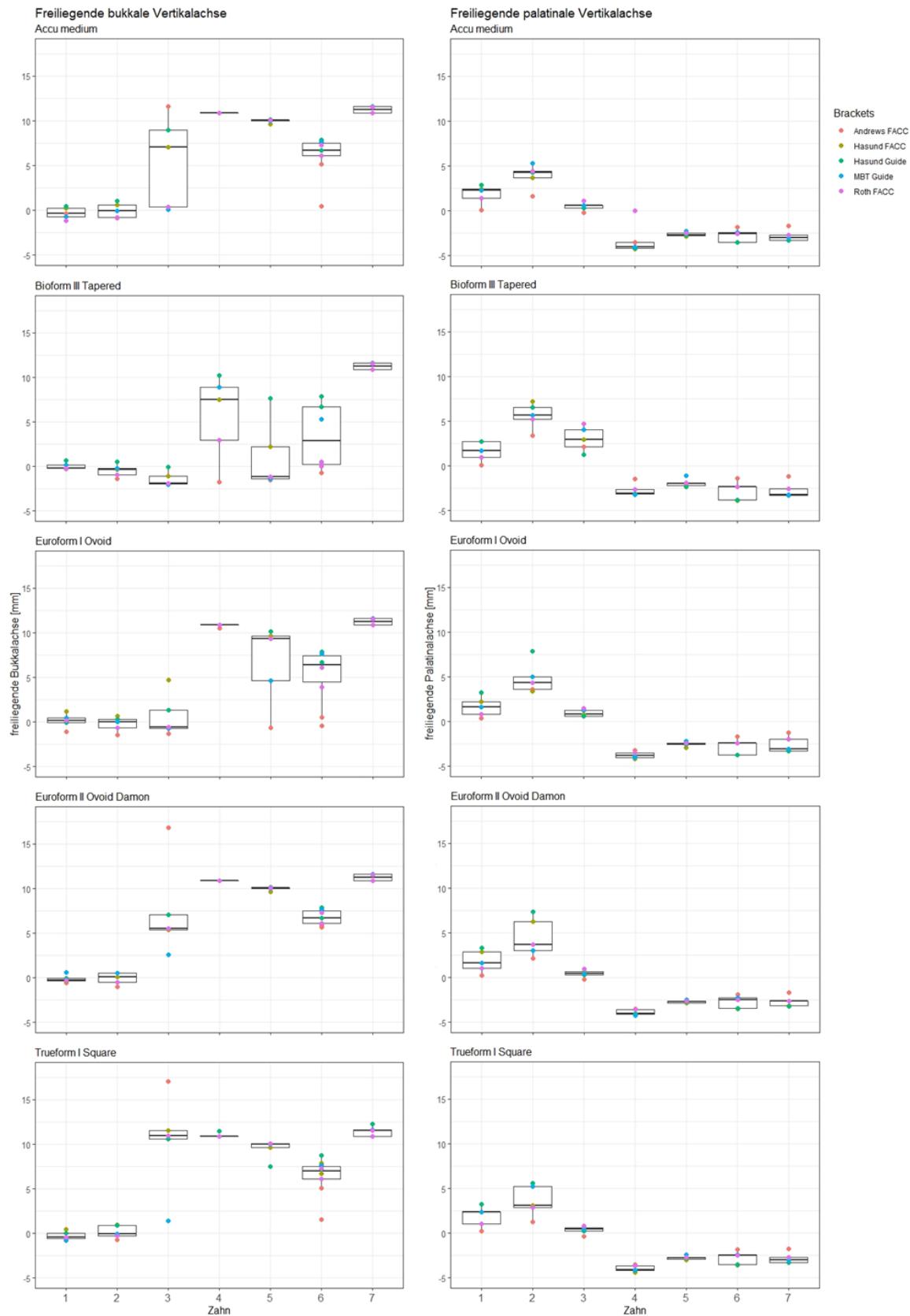


Abb. 22: Vergleich der Veränderungen des Anteils an freiliegender Wurzellängsachse auf bukkaler (links) und palatinaler (rechts) Seite der einzelnen Zähne bei primärer Betrachtung nach Bogenform. Auf bukkaler Seite werden die bei den Zähnen 16 und 17 jeweils mesial und distal einzeln erhobenen Messwerte beide berücksichtigt, allerdings gemeinsam unter ‚Zahn 6‘ bzw. ‚Zahn 7‘ dargestellt.

Ergebnisse

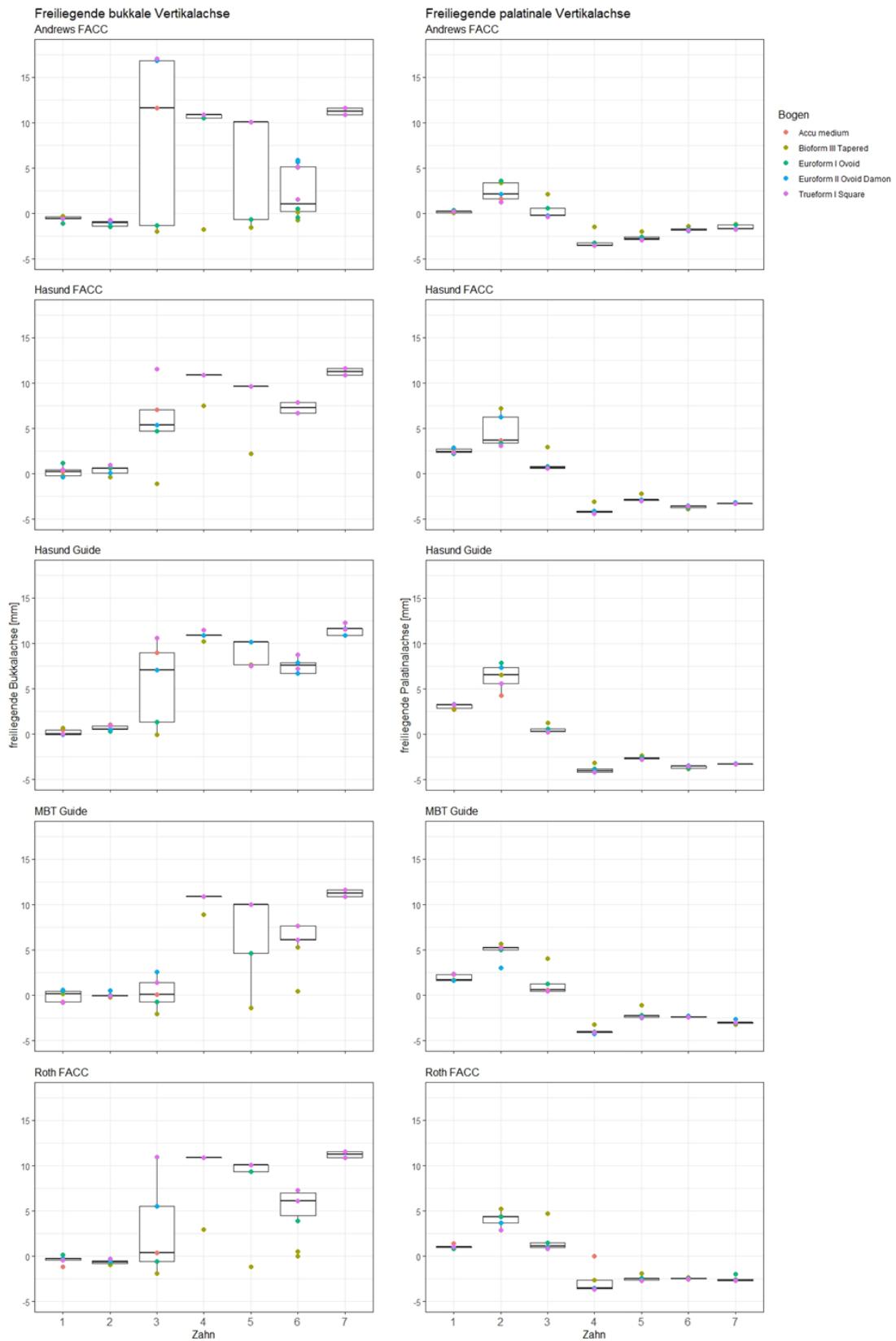


Abb. 23: Vergleich der Veränderungen des Anteils an freiliegender Wurzellängsachse auf bukkaler (links) und palataler (rechts) Seite der einzelnen Zähne bei primärer Betrachtung nach Bracketsystem. Auch hier werden die bei den Zähnen 16 und 17 jeweils mesial und distal einzeln erhobenen Messwerte der bukkalen Seite beide berücksichtigt, allerdings gemeinsam unter ‚Zahn 6‘ bzw. ‚Zahn 7‘ dargestellt.

Rezessionen		Vertikale Wurzellängsachse bukkal [mm und %]																		
		Zahn	11	%	12	%	13	%	14	%	15	%	16 mesial	%	26 distal	%	17 mesial	%	17 distal	%
Gesamte Wurzellängsachse		11,93	100%	14,21	100%	19,034	100%	14,395	100%	14,954	100%	12,085	100%	11,063	100%	13,705	100%	14,389	100%	
Freiliegende Wurzellängsachsen im Ursprungszustand		2,631	22%	1,798	13%	2,079	11%	3,544	25%	4,872	33%	4,454	37%	4,974	45%	2,825	21%	2,79	19%	
Bracket-Typ	Bogenform Statistik																			
Andrews FACC	Accu	-0,373	-3%	-0,865	-6%	11,633	61%	10,851	75%	10,099	67%	0,425	4%	5,19	48%	10,875	79%	11,605	81%	
	Tapered	-0,275	-2%	-1,378	-10%	-1,967	-10%	-1,765	-12%	-1,518	-10%	-0,692	-6%	0,195	2%	10,875	79%	11,605	81%	
	Ovoid	-0,175	-9%	-1,459	-10%	-1,296	-7%	-10,501	73%	-0,63	-4%	-0,454	-5%	0,494	5%	10,875	79%	11,605	81%	
	Danon	-0,592	-5%	-0,984	-7%	16,825	88%	10,851	75%	10,099	67%	5,649	47%	5,912	54%	10,875	79%	11,605	81%	
	Square	-0,581	-5%	-0,736	-5%	17,067	89%	10,851	75%	10,099	67%	1,579	13%	5,055	46%	10,875	79%	11,605	81%	
Hasund FACC	Minimum	-0,175	-1,459	-1,967	-10,607	-1,765	-1,518	-0,692	0,195	5,649	5,912	0,195	10,875	10,875	11,605	11,605	11,605	11,605		
	Maximum	-0,275	-0,736	-1,010	-1,633	-1,851	-1,099	-0,425	5,055	5,365	10,875	10,875	11,605	11,605	11,605	11,605	11,605	11,605		
	Median	-0,581	-0,984	-1,0844	8,4524	8,2578	5,6298	1,3014	2,78232757	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
	Mittelwert	-0,592	-1,0844	8,3163977	9,46075022	5,60496487	6,12775217	2,5882454	2,78232757	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
Hasund Guide	Accu	0,22	2%	0,596	4%	7,077	37%	10,863	75%	9,661	66%	7,895	64%	6,702	57%	10,881	79%	11,595	81%	
	Tapered	-0,228	-2%	-0,331	-2%	-1,087	-6%	7,537	52%	2,243	15%	7,895	64%	6,702	57%	10,881	79%	11,595	81%	
	Ovoid	1,181	10%	0,642	4%	4,714	25%	10,863	75%	9,661	66%	7,895	64%	6,702	57%	10,881	79%	11,595	81%	
	Danon	-0,346	-3%	0,101	1%	5,348	28%	10,863	75%	9,661	66%	7,895	64%	6,702	57%	10,881	79%	11,595	81%	
	Square	0,484	4%	0,939	6%	11,578	61%	10,863	75%	9,661	66%	7,895	64%	6,702	57%	10,881	79%	11,595	81%	
MBI Guide	Minimum	-0,346	-0,331	-1,087	-7,537	-2,243	-7,895	-6,702	-6,702	-6,702	-6,702	-6,702	-6,702	-6,702	-6,702	-6,702	-6,702	0		
	Maximum	1,181	0,939	11,578	10,863	9,661	7,895	10,881	10,881	10,881	10,881	10,881	10,881	10,881	10,881	10,881	10,881	0		
	Median	0,22	0,596	5,348	5,526	10,1978	8,1774	7,895	7,895	7,895	7,895	7,895	7,895	7,895	7,895	7,895	7,895	0		
	Mittelwert	0,2622	0,3894	0,92668318	4,5676882	1,48743202	3,31703945	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
MBI Guide	Accu	0,47	4%	1,058	8%	8,996	47%	10,849	75%	10,18	68%	7,896	64%	6,697	57%	10,881	79%	11,598	81%	
	Tapered	0,711	6%	0,547	4%	-0,049	0%	10,245	71%	7,831	51%	7,896	64%	6,697	57%	10,881	79%	11,598	81%	
	Ovoid	-0,038	0%	0,283	2%	1,323	7%	10,849	75%	10,18	68%	7,896	64%	6,697	57%	10,881	79%	11,598	81%	
	Danon	-0,058	0%	0,558	4%	7,068	37%	10,849	75%	10,18	68%	7,896	64%	6,697	57%	10,881	79%	11,598	81%	
	Square	-0,006	0%	0,885	6%	10,533	56%	11,506	80%	7,479	59%	7,218	56%	8,731	75%	11,555	84%	12,59	85%	
Roth FACC	Minimum	-0,058	0,283	-0,049	-10,583	11,506	10,18	7,218	7,479	7,896	64%	6,697	57%	10,881	79%	11,598	81%			
	Maximum	0,711	1,058	4,547	4%	-0,49	0%	10,245	71%	7,831	51%	7,896	64%	6,697	57%	10,881	79%	11,598	81%	
	Median	-0,006	0,558	1,323	7%	10,849	75%	10,18	7,218	7,479	59%	7,896	64%	6,697	57%	10,881	79%	11,598	81%	
	Mittelwert	0,2158	0,6662	5,5842	4,70958626	1,04606704	1,43877569	0,30321082	0,90966286	0,90966286	0,90966286	0,90966286	0,90966286	0,90966286	0,90966286	0,90966286	0,90966286	0,90966286		
MBI Guide	Standardabweichung	0,352058932	0,305834433	0,2833	0,05	0%	0,113	1%	10,849	75%	10,004	67%	7,631	63%	6,13	55%	10,877	79%	11,572	81%
	Accu	-0,714	-0,05	0%	0,113	1%	8,896	47%	10,849	75%	10,004	67%	7,631	63%	6,13	55%	10,877	79%	11,572	81%
	Tapered	0,163	1%	-0,234	-2%	-0,204	-11%	8,881	62%	-1,413	-9%	0,454	4%	5,268	47%	10,877	79%	11,6	81%	
	Ovoid	0,477	4%	0,051	0%	-0,743	-4%	10,848	75%	4,612	31%	7,631	63%	6,13	55%	10,877	79%	11,6	81%	
	Danon	0,602	5%	0,56	4%	2,609	14%	10,848	75%	10,004	67%	7,631	63%	6,13	55%	10,877	79%	11,6	81%	
	Square	-0,81	-7%	-0,054	0%	1,396	7%	10,848	75%	10,004	67%	7,631	63%	6,13	55%	10,877	79%	11,7302	81%	
Standardabweichung	Minimum	-0,81	-0,224	-2,04	-2,04	8,881	-1,413	0,454	5,268	5,268	5,268	5,268	5,268	5,268	5,268	5,268	5,268	5,268		
	Maximum	0,602	0,56	2,609	14%	10,848	10,848	10,004	7,631	7,631	7,631	7,631	7,631	7,631	7,631	7,631	7,631	7,631		
	Median	0,163	-0,05	0,113	10,846	10,4546	6,6422	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956	6,1956		
	Mittelwert	0,0564	0,0546	1,81706171	1,81146833	0,87966914	5,07203064	3,20965197	0,285498812	0,285498812	0,285498812	0,285498812	0,285498812	0,285498812	0,285498812	0,285498812	0,285498812	0,285498812		
Roth FACC	Accu	-1,14	-10%	-0,762	-5%	-0,401	2%	10,851	75%	10,081	67%	7,262	62%	6,088	55%	10,885	79%	11,572	81%	
	Tapered	-0,185	-2%	-0,914	-6%	-1,875	-10%	2,969	21%	-1,178	-8%	0,047	0%	0,499	5%	10,885	79%	11,572	81%	
	Ovoid	0,162	1%	-0,652	-5%	-0,537	-3%	10,851	75%	9,368	63%	3,942	34%	6,088	55%	10,885	79%	11,572	81%	
	Danon	-0,295	-2%	-0,492	-3%	5,504	29%	10,851	75%	10,081	67%	7,262	62%	6,088	55%	10,885	79%	11,572	81%	
	Square	-0,459	-4%	-0,278	-2%	10,979	58%	10,851	75%	10,081	67%	7,262	62%	6,088	55%	10,885	79%	11,572	81%	
Standardabweichung	Minimum	-0,14	-0,914	-1,875	-1,875	10,979	2,969	10,851	10,851	10,081	10,081	7,262	6,088	6,088	55%	10,885	79%	11,572	81%	
	Maximum	0,162	-0,652	-0,652	-0,652	0,401	10,851	10,851	10,851	10,081	10,081	7,262	6,088	6,088	55%	10,885	79%	11,572	81%	
	Median	-0,295	-0,616	2,8944	9,2746	5,31294399	5,325493156	4,95505032	3,1692743	3,1692743	2,49547679	0	0	0	0	0	0	0	0	

Tab. 10: Übersicht der Veränderungen an freiliegender Wurzellängsachsen auf bukkaler Seite der einzelnen Zähne. Die rot markierten Werte markieren die Wurzellängsachsen, die sich in posttherapeutischer Situation in ihrer gesamten Länge außerhalb des Alveolarknochens befanden.

Ergebnisse

Rezessionen	Vertikale Wurzellängsachse palatalini [mm und %]																
	Zahn		11		12		13		14		15		16		17		
		13,266		10,933		10,00%		19,88		100%		14,097		100%		15,812	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		2%		4,368		30%	
		1,017		0,645		0,61		0,605		0,61		31%		4,017		33%	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		21%	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61		31%		3,32		3,32	
		1,592		12%		0,645		5%		0,61							

Tab. 11: Übersicht der Veränderungen an freiliegender Wurzeloberfläche auf palatinaler Seite der einzelnen Zähne. Rot markiert finden sich hier die Wurzellängsachsen, welche in der simulierten Endsituation vollständig von Kieferknochen bedeckt waren.

4.4 Individuelle Vermessung okklusaler und apikaler Referenzpunkte

Die detaillierte Nachverfolgung des Bewegungsausmaßes einzelner Referenzpunkte der Zähne auf apikaler und okklusaler Ebene sollen eine Interpretation der Art der Bewegung der Zähne ermöglichen. Dies war insbesondere für Zähne, welche in der posttherapeutisch simulierten Situation starke Rezessionen aufwiesen, von Interesse. Vergleichsweise hohe okklusale Bewegungswerte bei dazugehörig geringeren apikalen Veränderungen wiesen auf eine therapeutisch kontrollierte Kippung der Zahndkrone hin, bei umgekehrten Verhältnissen konnte von einer vermehrten Veränderung des Wurzeltorque oder der Wurzelangulation ausgegangen werden. Bei quantitativ ähnlichen Bewegungswerten im apikalen und okklusalen Bereich lag tendenziell eine körperliche Bewegung oder eine unkontrollierte Kippung vor.

Zahn 17 zeigte in allen Simulationen moderate okklusale Bewegungswerte in beiden untersuchten Ebenen auf (Median von 1,686 mm). Die apikalen Werte hingegen erwiesen sich in Relation dazu besonders in der Horizontalen Ebene als deutlich erhöht (Median von 9,867 mm). Der Median der apikalen Bewegungswerte in der Vertikalen lag hier bei 4,883 mm. Diese Werte waren im Vergleich zu allen anderen Zähnen stark erhöht. Es ergaben sich keine relevanten Unterschiede der Bewegungswerte des Zahns 17 im Vergleich der variierenden Bracket-Bogen-Kombinationen untereinander. Für den ersten Molaren 16 ergab sich innerhalb der unterschiedlichen Set-Ups eine ähnliche Konfiguration der Werte bei den Bewegungswerten in der horizontalen Ebene wie bei Zahn 17, jedoch in gemäßigter Ausprägung. In der Vertikalen war auch hier in der Mehrheit der Kombinationen die apikale Bewegung (Median von 2,215 mm) stärker als die okklusale (Median von 1,727 mm). Lediglich bei der Kombination aller Bogenformen mit dem Bracketsystem ‚Hasund Guide‘, den Bogenformen ‚Accu‘, ‚Ovoid‘ und ‚Damon‘ kombiniert mit den Brackets nach ‚Hasund FACC‘ und des Bogens ‚Damon‘ mit dem System ‚MBT Guide‘ lagen die vertikalen Bewegungen im okklusalen Bereich höher als im apikalen Bereich (s. Abb. 24 und Abb. 25).

Ein Abgleich, der an den einzelnen Bogenformen größten gemessenen Einzelzahn-Rezessionen im Frontzahn- und Prämolarenbereich unter Einbeziehung aller

Ergebnisse

möglichen Bracket-Bogen-Kombinationen mit dem Muster der apikalen und okklusalen Bewegungswerte, konnte keine einheitliche Korrelation aufzeigen. So waren beispielsweise die apikalen und okklusalen Bewegungswerte an Zahn 12 (Rezessionswert von $+43,465 \text{ mm}^2$) in der Kombination des ‚Tapered‘-Bogen und des ‚Hasund Guide‘-Brackets in der horizontalen Ebene annähernd gleich (Unterschied von $0,2895 \text{ mm}$). Im Gegensatz hierzu zeigte sich in den apikalen und okklusalen Daten des gleichen Zahns 12 am Bogen ‚Accuform‘ mit dem gleichen Bracketsystem ‚Hasund Guide‘ eine Werte-Differenz von $1,987 \text{ mm}$ in der Horizontalen bei ähnlichem Rezessionswert ($+42,097 \text{ mm}^2$).

Horizontale Bewegungswerte

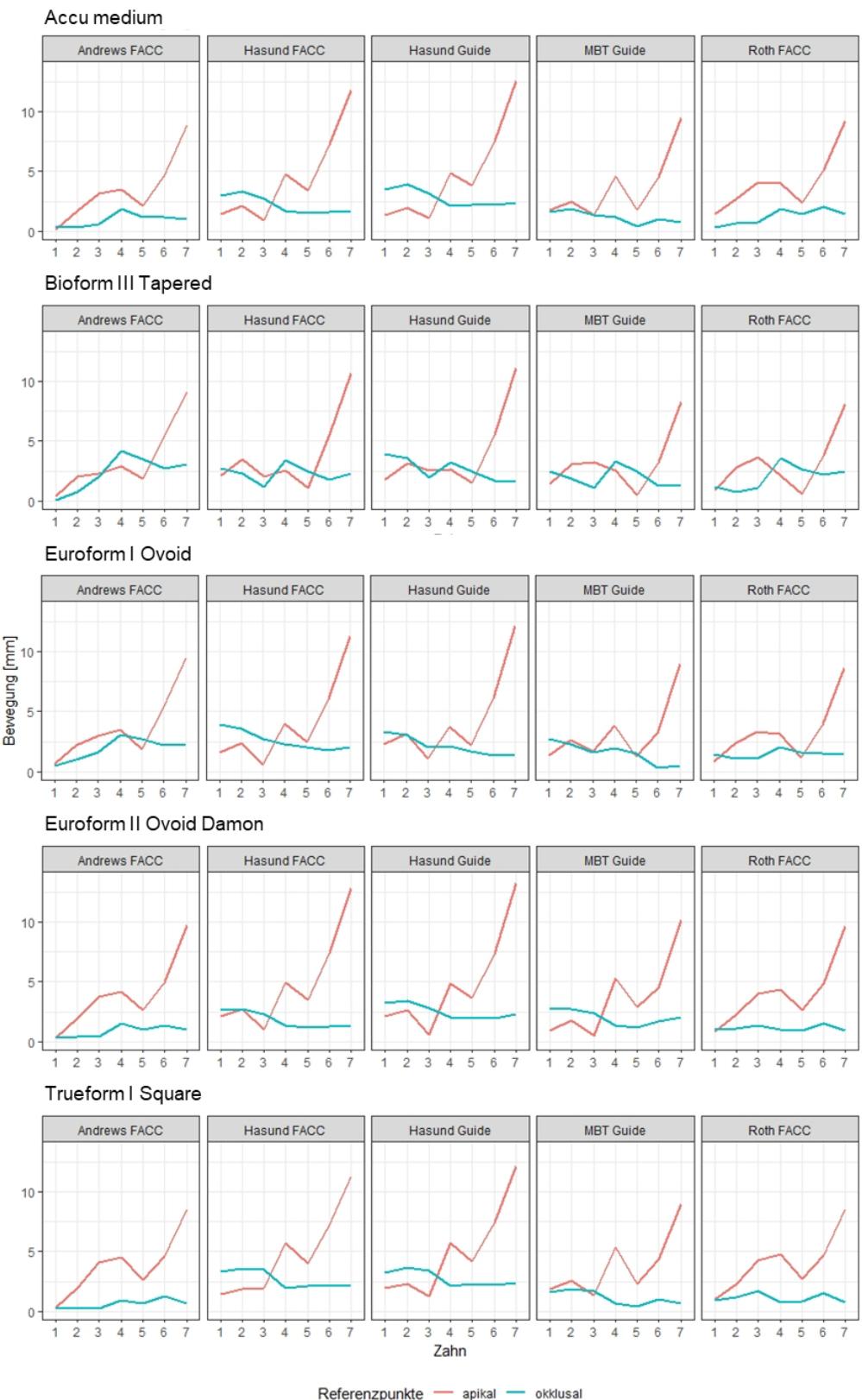


Abb. 24: Grafische Aufbereitung der auf die horizontale Ebene projizierten apikalen und okklusalen Bewegungswerte aller Set-Ups im Vergleich. Der Übersichtlichkeit halber wurden die Werte der Zähne mit multiplen Referenzpunkten gemittelt dargestellt. Im apikalen Bereich konnte vor allem nach posterior hin eine generalisierte, starke Zunahme der Werte festgestellt werden.

Ergebnisse

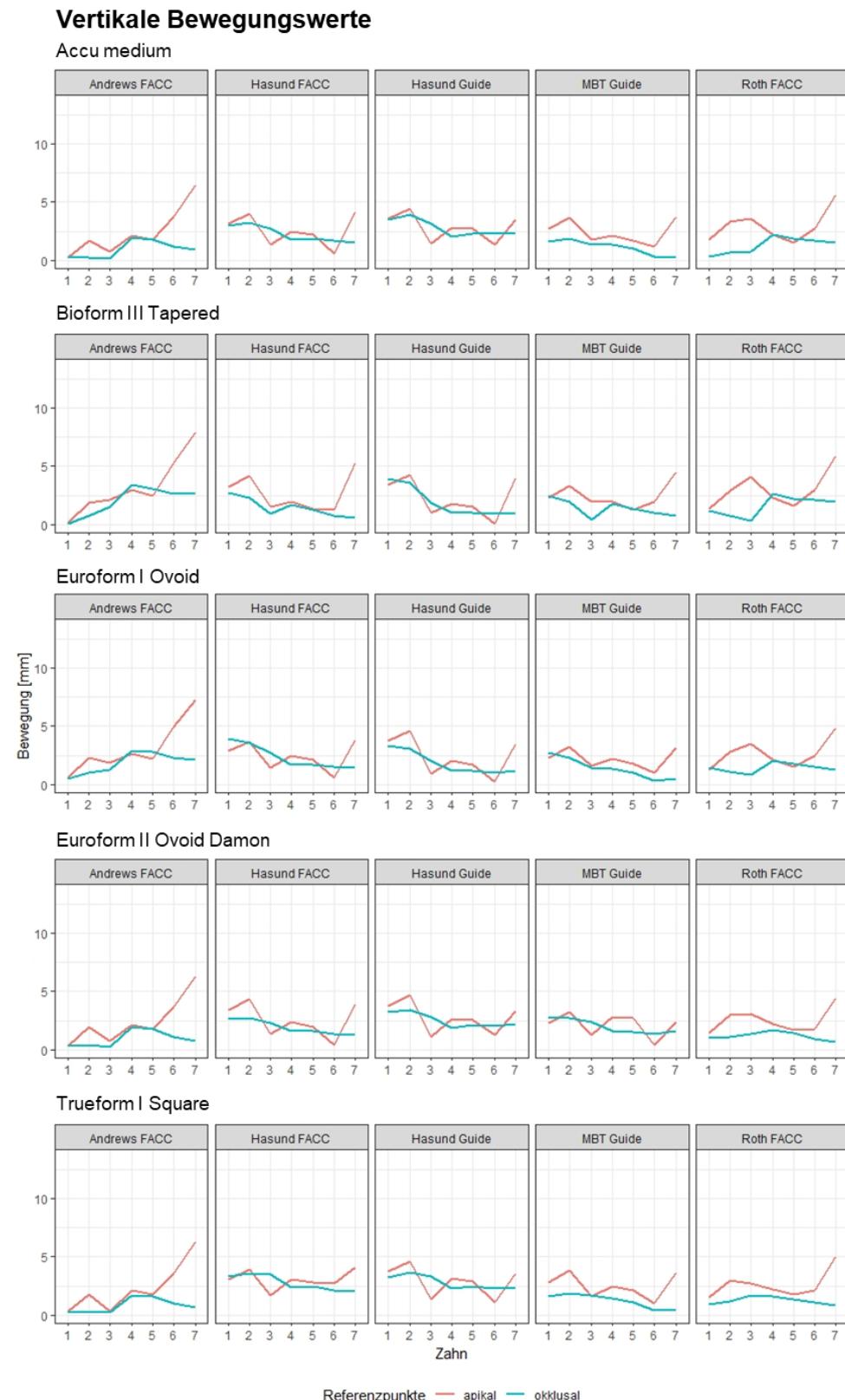


Abb. 25: Grafische Darstellung der apikal und okklusal gemessenen Bewegungswerte in der vertikalen Referenzebene. Der Übersichtlichkeit halber wurden wie in Abb. 24 die Werte der Zähne mit multiplen Referenzpunkten gemittelt dargestellt. Generell verhielten sich die okklusalen und apikalen Graphen in dieser Ebene in der Mehrheit der Set-Ups weniger divergierend als in der Horizontalen.

5 Diskussion

5.1 Risiko der Entstehung von Rezessionen im klinischen Kontext

Eine kieferorthopädische Therapie kann unerwünschte Nebenwirkungen hervorrufen (Abass et Hartsfield, 2007; Ogaard et al., 1988; Scheurer et al., 1996; Yamaguchi et Kasai, 2007). Eine davon ist der Verlust knöchernen Attachments, welcher sowohl auf apikaler Seite des Zahns durch Wurzelresorptionen als auch in Form von Dehiszenzen auf zervikal-fazialer oder zervikal-palatinaler Ebene durch den partiellen oder vollständigen Verlust der alveolären Knochenlamelle auftreten kann (Abass et Hartsfield, 2007; Ramos et al., 2020; Renkema et al., 2013). Die Langzeitfolge dieser Dehiszenzen sind häufig Gingivarezessionen. Ob und in welchem Ausmaß Dehiszenzen und konsekutiv Rezessionen durch eine kieferorthopädische Therapie entstehen, hängt davon ab, ob der Behandler die verschiedenen begünstigenden Faktoren berücksichtigt, die in Abschnitt 2.2 besprochen wurden.

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, welche Auswirkungen die Auswahl bestimmter Bogenformen in Kombination mit Bracket-Sets verschiedener Programmierungen auf die Entstehung von Knochendehiszenzen haben und somit langfristig das Risiko für Gingivarezessionen erhöhen. Die hierfür experimentell erhobenen Daten konzentrieren sich auf den Aspekt der knöchernen Verhältnisse und lassen weitere Risikofaktoren wie z.B. Patientenalter oder gingivalen Biotyp außen vor. Sie sind somit nur als Teil eines häufig multifaktoriellen Geschehens zu verstehen und entsprechend zu interpretieren. Dennoch kann davon ausgegangen werden, dass aufgrund des erwiesenen direkten Zusammenhangs von Knochendehiszenzen und Gingivarezessionen (Bernimoulin et Curilovic, 1977) die erhobenen Werte der Veränderungen der knöchernen Verhältnisse sich ebenfalls in-vivo im Weichgewebe widerspiegeln würden.

Eine Rücksichtnahme auf knöcherne Strukturen beginnt bei einer kieferorthopädischen Therapie bereits in der Planungsphase. Hierfür wird neben der klinischen Befundung eine Modellanalyse zur Diagnose der Platzverhältnisse durchgeführt. Im Optimalfall wird bereits zu diesem Zeitpunkt eine therapeutische Bogenform festgelegt, die der physiologischen Form am nächsten kommt. Bei der

Bogenform wird sich in der Regel am Unterkiefer orientiert (McLaughlin et Bennett, 2003; Ricketts et al., 1982), da dieser die intercanine Distanz vorgibt. Da die Mandibula des CAD-Modells im Rahmen dieser Studie nicht vorlag, konnte vorab keine Einschätzung abgegeben werden, welche therapeutische Bogenform den physiologischen Gesamtverhältnissen voraussichtlich am besten entsprechen würde. Die transversalen Dimensionen wurden daher mittels einer Modellanalyse am Oberkiefer-Zahnbogen untersucht. Ein Vergleich der transversalen Zahnbogenbreiten im Ursprungsmodell mit den Soll-Werten nach Prof. Weise zeigte einen Überschuss von 3,47 mm im anterioren Bereich und ein Defizit von 2,13 mm im posterioren Bereich. Infolgedessen war bei einer therapeutischen Formänderung der Zahnbögen zum Ideal hin eine Verschmälerung im anterioren und eine Verbreiterung im posterioren Bereich zu erwarten. Diese trat durch die Simulationen der Set-Ups im anterioren Bereich - mit Ausnahme einer Kombination - erwartungsgemäß auf. Posterior verbreiterte sich der Zahnbogen nicht bei allen Kombinationen, sondern nur bei den Bogenformen ‚Accuform‘, ‚Damon‘ und ‚Square‘, und verschmälerte sich bei den Formen ‚Tapered‘ und ‚Ovoid‘. Bei primärer Betrachtung des Parameters der Bogenform, sollten also vor allem in den Set-Ups erhöhte Rezessionswerte im posterioren Bereich auftreten, bei denen sich die Bogenform verbreitert. Diese Vermutung korrelierte mit den tatsächlich erhobenen Rezessionswerten (s. Tab. 8).

Ein Vergleich der posterioren Zahnbogenbreiten der Bogenformen ‚Accuform‘, ‚Damon‘ und ‚Square‘ mit den Soll-Werten nach Prof. Weise ergab, dass sich diese Bögen in der Transversalen schmäler oder vernachlässigbar breiter (max. 0,104 mm) als das Ideal darstellten. Ein Versuchsmodell mit einer dem Ideal eher entsprechenden Knochenkonfiguration im posterioren Bereich hätte ein größeres alveoläres Knochenangebot bedeutet und folglich auch bei den drei verbreiternden Bogenformen zu niedrigeren Rezessionswerten geführt. In der klinischen Realität ist es allerdings selten der Fall, dass eine individuelle Patientensituation optimalen Verhältnissen entspricht. Aus diesem Grund ist es schwierig, die Empfehlung einer allgemein gültigen Bogenform für die Therapie mit Multibracket-Apparatur auszusprechen und auch die vorliegende Arbeit erhebt nicht den Anspruch, eine einzelne Bogenform als die einzige Wahre zu benennen. In Übereinstimmung mit

dem Fazit vieler Fachpublikationen ist es aufgrund der Vielfalt der Bogenformvariationen nicht möglich eine einzig optimale Bogenform zu finden (Al-Barakati et al., 2016; Braun et al., 1999; De la Cruz et al., 1995; Felton et al., 1987; Nojima et al., 2001; Raberin et al., 1993). Ein Individualisieren der Form sollte unbedingt erfolgen, wenn man ein langfristig stabiles, parodontal gesundes Ergebnis erzielen möchte. Im Weiteren soll diskutiert werden, welchen Einfluss das Zusammenspiel von Bogenform und Bracketprogrammierung auf das Behandlungsergebnis hat.

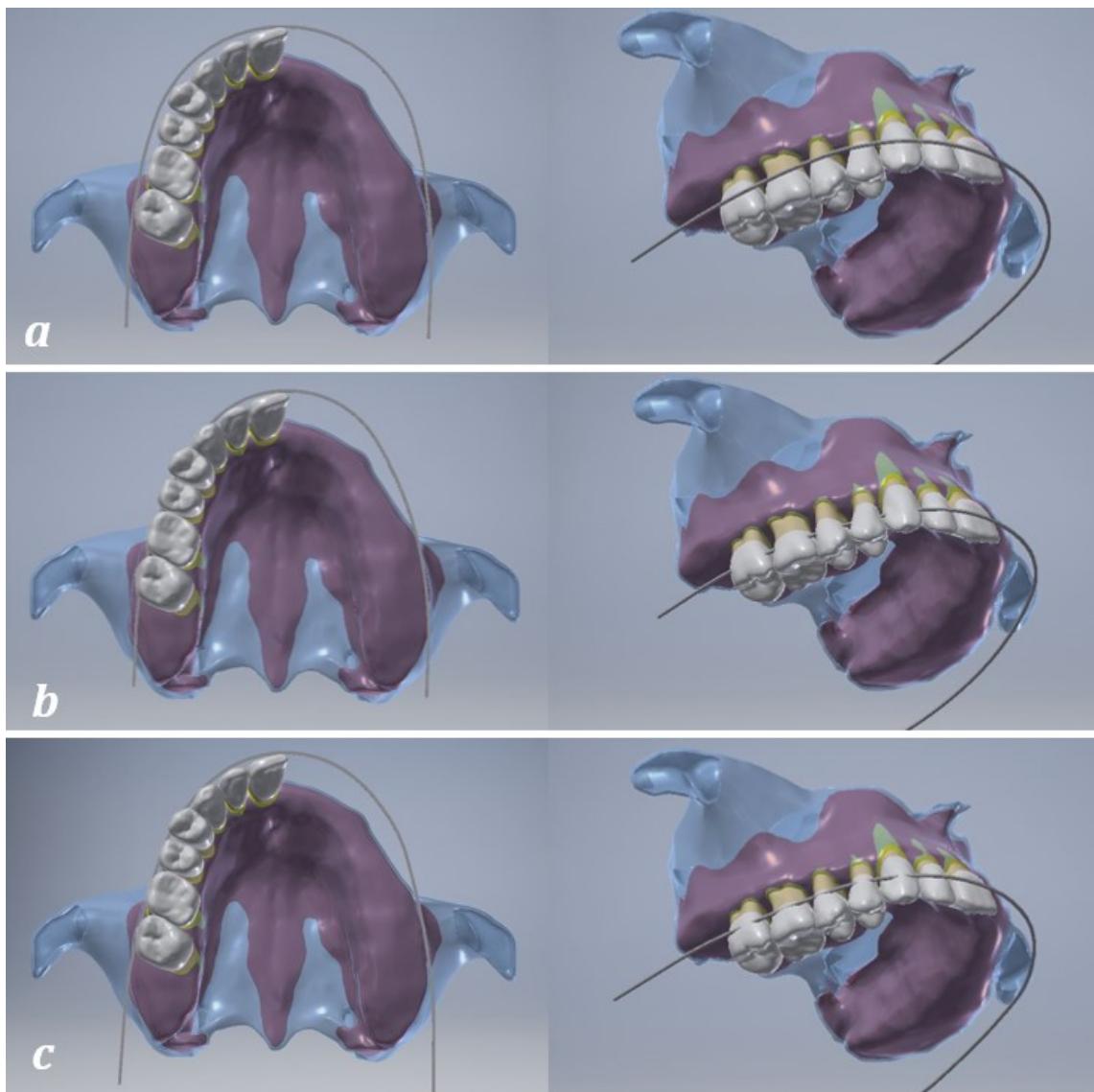


Abb. 26: Anlagerung der orthodontischen Drähte in den Formen „Square“(a), „Tapered“(b) und „Ovoid“(c) an den virtuellen Zahnbogen zur visuellen Sichtkontrolle der Passung.

Nach fundierter Planung der Therapie und Wahl eines geeigneten Bogens wird im nächsten Schritt die kieferorthopädische Apparatur eingegliedert und die Brackets

positioniert. Wie in Abschnitt 2.1.2 bereits beschrieben, ist dieser Schritt von entscheidender Bedeutung, da er direkte Auswirkung auf den Verlauf der Behandlung und die endgültige Position der Zähne und deren Achsen im Kiefer hat. Dass der Ort der Platzierung einen Einfluss hat, lässt sich bei der Betrachtung des Bracketsystems ‚Hasund‘ aufzeigen, welches einmal nach FACC-Punkt und einmal nach dem Guide-Prinzip untersucht wurde. Hier unterscheiden sich die Messreihen lediglich in der Bracketpositionierung und weisen dennoch Abweichungen von bis zu 48 mm² (3%) bei Betrachtung der freiliegenden Gesamtwurzeloberfläche auf (s. Tab. 8: vgl. Accu bzw. Tapered).

Das Risiko, durch eine Expansion des Zahnbogens Rezessionen im posterioren Bereich zu verursachen, ist bekannt (Morris et al., 2017). Dies spiegelte sich auch in den Daten dieser Studie wider (s.o.). Weitere Regionen mit erhöhtem Risiko für Dehiszenzen scheinen die Frontzahnregionen beider Kiefer sowie die Eckzahnregion im Oberkiefer darzustellen. Hier lässt sich u.a. ein Zusammenhang mit dem Grad der Proklination der Frontzähne und der Prominenz der Eckzahnwurzel herstellen (Jäger et al., 2017; Joss-Vassalli et al., 2010; Kahn et al., 2013). Durch das Studiendesign war es nicht möglich, die Auswirkung unterschiedlicher Prominenzen von Eckzahnwurzeln zu untersuchen, da nur eine Zahnform verwendet wurde. Jedoch konnte der Einfluss der Proklination auf das Ausmaß der verursachten Rezession betrachtet werden. Mit vernachlässigbar geringem Einfluss der gewählten Bogenform stellte sich eine klare Korrelation mit dem Wert des einprogrammierten Wurzeltorque der Brackets und der gemessenen Rezession dar. Der höchste Torque-Wert kam in der Programmierung nach Hasund (+20° und +14°) zur Ausprägung. Hier traten entsprechend die höchsten Rezessionswerte im Frontzahnbereich auf (Median der Zähne 11 und 12 zwischen 31,611 und 43,465 mm²). Mit absteigenden Werten des Frontzahntorque in der Reihenfolge ‚Hasund‘, ‚MBT‘, ‚Roth‘ und ‚Andrews‘ zeigten sich gleichzeitig abnehmende Rezessionswerte (vgl. Abb. 19 und Tab. 9). Faktisch sind die Proklination und der Wurzeltorque nicht gleichzusetzen, da die Proklination eine Labialkippung des Zahns mit Rotationszentrum im apikalen Bereich beschreibt, während ein positiver Torque als Palatinalbewegung der Zahnwurzel mit Rotationszentrum um die Krone definiert ist. Die finale apikal-koronale

Achsenstellung des Zahns kann bei beiden Bewegungsarten die Gleiche sein, die Position im Kiefer wird sich unterscheiden. Ob sich der positive Torque-Wert einer Bracketprogrammierung tatsächlich als Wurzel torque oder in einer Labialkippung der betroffenen Zähne ausprägt, hängt mit dem prätherapeutischen Platzangebot und der gewählten Verankerungssituation zusammen. Bei einem Zahnbogen mit sagittalem Platzmangel und einer stabilen Verankerung der Molaren, wird durch Ausformung und die über das Bracket angelegten Kräfte und Drehmomente eher eine Proklination zu erwarten sein als bei einer Situation mit ausreichend Platz bzw. Lückenstand. Im vorliegenden Versuchsaufbau lagen weder Platzmangel noch Platzüberschuss vor. Gleichzeitig wurde bei der Überlagerung der Bracket-Bogen-Setups mit der knöchernen Maxilla darauf geachtet, die Molaren möglichst ihrer Ausgangssituation anzunähern und eine stabile Verankerung in der Sagittalen zu simulieren. Daher war in der virtuellen Simulation eine Umsetzung der Torque-Programmierung als Wurzelbewegung nach palatinal zu erwarten und konnte durch die Werte der posttherapeutisch freiliegenden Vertikalachsen bestätigt werden, welche im Frontzahnbereich auf palatinaler Seite eine Zunahme verzeichneten während sie auf bukkaler Seite annähernd gleich blieben (s. Abb. 22 und Abb. 23). Ein hoher Torque-Wert scheint somit auch ein erhöhtes Risiko von Rezessionen zu bedeuten und sollte bei der Wahl der Bracketprogrammierung berücksichtigt werden. Dabei muss die vorausgehende Dehiszenz nicht zwangsläufig auf bukkaler Seite auftreten, sondern kann sich ebenfalls auf palatinaler Seite des Alveolarkamms zeigen (vgl. Abb. 27).

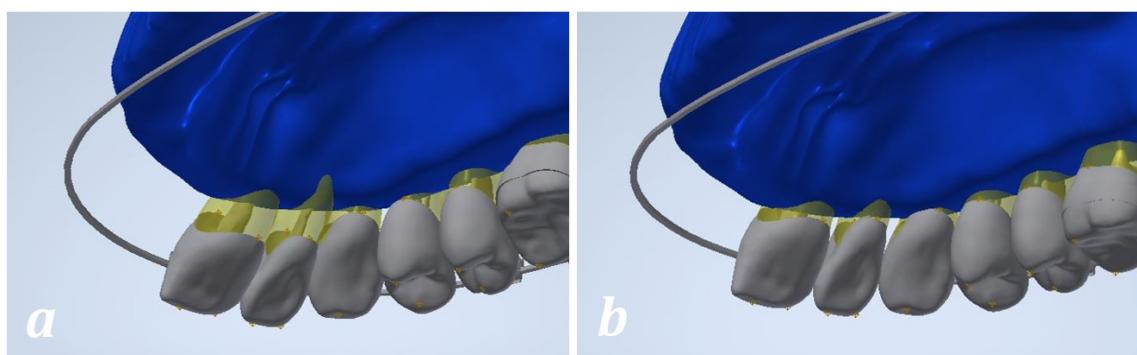


Abb. 27: Vergleichende Ansicht der palatinalen Rezessionen im Frontzahnbereich der Set-Ups „Hasund Guide“ mit einem Torque-Wert von $+20^\circ$ bzw. $+14^\circ$ (a) und „Andrews“ mit einem Torque-Wert von $+7^\circ$ bzw. $+3^\circ$ (b) am Bogen „Square“.

5.2 Abhängigkeit des Therapieergebnisses von Bracket- und Bogenwahl

Die meistgenutzte kieferorthopädische Apparatur ist die Multibracket-Apparatur. Auch wenn zusätzliche Hilfsmittel, sog. ,Auxiliaries‘, bei spezieller Indikation zur Verwendung kommen können, besteht sie in der Anwendung im Grunde aus zwei Schlüsselkomponenten: den Brackets und dem orthodontischen Bogen (s. 2.1.2 und 2.1.3). Die Wahl der einzelnen Komponenten hat unmittelbare Auswirkungen auf das Behandlungsergebnis.

Bei der Auswahl der Bogenform sollte sich an der prätherapeutischen Zahnbogenform und der apikalen Basis des Unterkiefers orientiert werden, um die knöchernen Grenzen des Alveolarkamms zu respektieren (s. 5.1). Im Idealfall wird die Bogenform der individuellen Patientensituation angepasst (Boone, 1963; Interlandi, 1978; Ricketts et al., 1982). Dies ist mit orthodontischen Bogen aus rostfreiem Edelstahl machbar. Da in der Nivellierungsphase, d.h. zu Beginn der Therapie, aber in der Regel mit Bogen aus Nickel-Titan-Legierungen gearbeitet wird und diese sich in ihrer Form nicht beeinflussen lassen, muss in der ersten Phase dennoch eine vorgefertigte Bogenform gewählt werden, die dem alveolären Verlauf möglichst genau Rechnung trägt. Lässt sich keine zufriedenstellende Übereinstimmung mit einem der auf dem Markt erhältlichen Bogenformen finden, sollte gemäss der im Rahmen dieser Studie erhobenen Werte eine Bogenform gewählt werden, die in der transversalen Dimension die Breite der apikalen Basis des Patienten eher unterschreitet, um das Risiko für spätere Gingivarezessionen zu reduzieren. Ein Vergleich der Rezessionswerte der schmalen Bogenformen ,Tapered‘ und ,Ovoid‘ mit den v.a. posterior breiteren Bogen ,Accuform‘, ,Damon‘ und ,Square‘ stützt diese Empfehlung (s. Abb. 17 und Tab. 8).

Auch die Wahl des Brackets kann aufgrund einprogrammierter In-Out-Werte noch Einfluss auf die Zahnbogenbreite bzw. die labio-linguale Position der Zähne entlang des Bogens haben. In den vorliegend untersuchten Bracketprogrammierungen lag der höchste Wert für ein Inset bei 1,27 mm (2er nach MBT, vgl. Tab. 4), der niedrigste Wert am selben Zahn bei 0,78 mm (2er nach Andrews, vgl. Tab. 1). Die Veränderung der Rezessionswerte an Zahn 12 lagen bei Anwendung der ,MBT‘-Brackets mit einem Median-Wert von +28,331 mm² weit höher als mit dem

,Andrews'-Bracket (Median von +1,072 mm², vgl. Tab. 9). Die Auswirkung der In-Out-Werte der Brackets scheinen im Hinblick auf die Knochenverhältnisse vernachlässigbar gering zu sein.

Einen weitaus bedeutenderen Einfluss auf die Stellung der Zähne im Alveolarknochen nehmen die Torque-Werte der jeweiligen Brackets. In Abschnitt 5.1 wurde bereits auf die Auswirkung des Torque im Frontzahnbereich eingegangen. Bei Betrachtung der Gesamtrezessionen der verschiedenen Bracket-Sets fiel auf, dass die Programmierungen mit den höheren Torque-Werten größere Rezessionswerte verursachten. So verzeichneten die Brackets ,Hasund' nach beiden Platzierungsarten die stärkste Zunahme an freiliegender Wurzeloberfläche, wobei die Positionierung nach Guide noch schlechter abschnitt als die FACC-Version (s. Abb. 17). Das Bracketsystem ,Andrews' zeigte im Gesamtvergleich die geringste Verschlechterung der knöchernen Verhältnisse. Je ausgeprägter gleichermaßen die Wurzeln aus ihrer Ausgangsposition bzw. -achse herausbewegt wurden, umso größer die messbare freiliegende Wurzeloberfläche. Dies zeigte sich im Vergleich der Bewegungsmuster der einzelnen Bracketsysteme (vgl. Abb. 24), bei denen Zähne, die weniger umgestellt wurden, auch niedrigere Rezessionswerte aufwiesen. Es stellt sich daher die Frage, ob die Schlussfolgerung von niedrigeren Torque-Werten auf geringere Knochendehiszenzen valide ist oder ob nicht eher eine Korrelation zwischen Ausmaß der Bewegung und freiliegender Wurzeloberfläche besteht. Da diese Studie anhand eines einzelnen Ursprungsmodells durchgeführt wurde könnte es sein, dass die Neigung des Alveolarkamms lediglich zufällig am ehesten den Torque-Werten der ,Andrews'-Brackets entsprach. Um diese Zusammenhänge voneinander zu trennen, sollten weitere Studien nach gleichem Design, jedoch mit anderen Ursprungsmodellen durchgeführt werden.

Ein Zusammenfügen von ,Bogen' und ,Bracket' zum gesamten Multibracket-Set-Up zeigte, dass die Kombination der im Einzelnen am günstigsten abgeschnittenen Komponenten, nämlich der Bogen ,Tapered' und das Bracketsystem ,Andrews FACC', auch im Gesamtmodell die beste Entwicklung bzgl. freiliegender Wurzeloberfläche verzeichnete. Tatsächlich lag exklusive Zahn 17 eine Zunahme des Attachments um +108,042 mm² vor und selbst bei Inklusion von Zahn 17, der im Set-Up eine deutliche Knochendehisenz aufwies, konnte eine Zunahme des

knöchernen Attachments von $+11,116 \text{ mm}^2$ gemessen werden (s. Tab. 8). Zweitbeste Kombination in der vorliegenden Studie war das Set-Up von ‚Andrews FACC‘ mit der Bogenform ‚Ovoid‘. An dritter Stelle das Set-Up des Bogens ‚Tapered‘ mit der Programmierung nach ‚Roth FACC‘. In sämtlichen Variationen schnitten die Bogenformen durchgehend mit den Brackets nach ‚Andrews‘ am besten ab, gefolgt von den ‚Roth‘-Brackets. Einzig am Bogen ‚Square‘ war die beste Alternative zum ‚Andrews‘-Bracket nicht ‚Roth‘, sondern ‚MBT‘. Grund hierfür war, dass sich die im Eckzahn ausufernde Bogenform in Kopplung mit der geringeren Torque-Programmierung des Zahnes 13 bei MBT (0°) schonender auf das knöchernde Parodont auswirkte und die höheren Rezessionswerte der restlichen Dentition ausgleichen konnte. Bei Betrachtung der Einzelzahnrezessionen lagen diese mit Ausnahme von Zahn 13 und 15 beim ‚Roth‘-Bracket niedriger. Auch am Bogen ‚Damon‘, welcher sich ebenfalls durch einen breiten Zahnbogenverlauf auszeichnet, lagen die Rezessionswerte an 13 mit dem Bracket ‚MBT‘ am niedrigsten, konnte jedoch durch die restlichen Einzelzahnrezessionen am Set-Up den Gesamtwert im Vergleich zum Bracket ‚Roth‘ nicht wettmachen (vgl. Tab. 9). Die für die knöchernen Verhältnisse ungünstigste Zusammenstellung war die Bogenform ‚Square‘ mit der Bracketprogrammierung und -platzierung ‚Hasund Guide‘. Insbesondere die Auswirkung der hohen Torque-Werte im Seitenzahnbereich stellt sich in Abb. 28 eindrücklich dar.

Bei Aufschlüsselung der Set-Ups nach Bracket-Programmierungen, war wie bereits oben genannt, die Kombination mit der Bogenform ‚Tapered‘ für sämtliche Brackets die Empfehlenswerteste. Als alternative Wahl erzielte die Bogenform ‚Ovoid‘ konsequent in Set-Ups die zweitbesten Rezessionswerte.

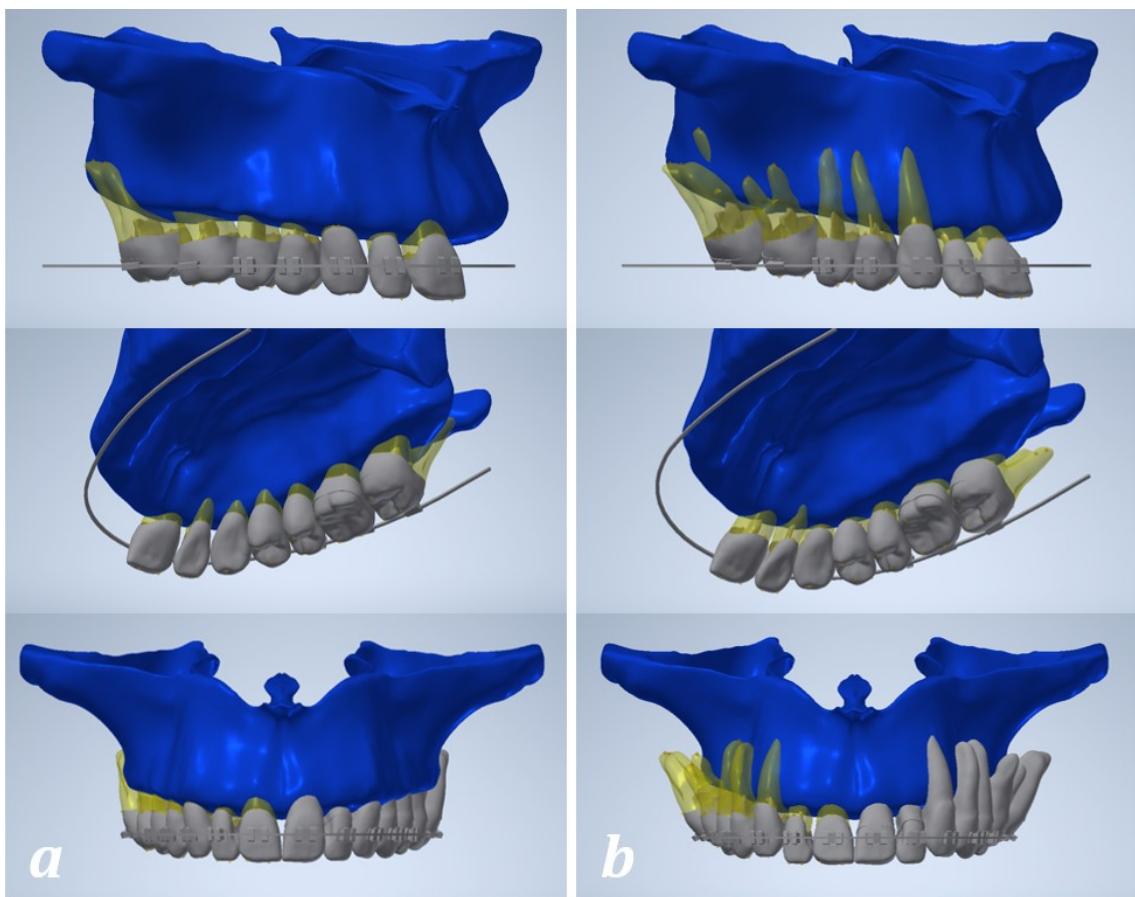


Abb. 28: Laterale, palatinale und frontale Ansicht der bezüglich der Gesamtrezessionen betrachteten besten und schlechtesten Kombination von Bogenform und Bracketsystem. In der Kombination „Andrews FACC“ und Bogen „Tapered“ stellte sich lediglich Zahn 17 (und 27) mit einer ausgeprägten bukkalen Knochendehiszenz dar (a). In der ungünstigsten Kombination mit Bracket-Set „Hasund Guide“ und Bogenform „Square“ waren diese bereits eindrucksvoll ab dem Eckzahn nach distal fortlaufend zu sehen (b).

Konsequenterweise lässt sich aus den erhobenen Werten schließen, dass gemäß des in dieser Studie vorliegenden Versuchsmodells, die Set-Up-Kombination aus „Andrews“-Brackets mit der Bogenform „Tapered“ das Optimum darstellt. Nichtsdestotrotz haben auch Brackets, deren Programmierung in ihrer Gesamtheit höhere Rezessionswerte verursacht haben, das Potenzial durch geschickte Kombination mit einer bestimmten Bogenform moderate Ergebnisse zu erzielen. Die Zusammenstellung des Brackets „Hasund Guide“ mit dem Bogen „Tapered“ weist mit einer Zunahme der Rezessionen von 9% beispielsweise knapp bessere Werte auf als die des Brackets „Andrews FACC“ mit dem Bogen „Square“. Ein ähnlicher Effekt ist beim Set-Up „Andrews FACC“ mit Bogen „Damon“ (Rezession von +7%) und Set-Up „Hasund FACC“ mit „Tapered“ zu sehen (Rezession von +6%, s. Tab. 8). Das Bilden eines Medians der Rezessionswerte in Gruppierungen nach „Bracket-Programmierung“ bzw. „Bogenform“ hat das Potenzial, eine Grundtendenz bzgl. zu

erwartender Rezessionswerte zu demaskieren, es lässt allerdings keine allgemein gültige Aussage über das ‚beste‘ Bracket oder den ‚besten‘ Bogen zu. Für eine differenzierte Beurteilung muss jedes Set-Up im Einzelnen betrachtet und mit den Restlichen verglichen werden. So schneidet die Bogenform ‚Damon‘ anhand des Medianwertes der Gesamtrezessionen (exkl. 7er) mit einer Zunahme von +248,888 mm² am schlechtesten ab, die ungünstigste Bracket-Bogen-Kombination im Einzelnen wurde jedoch nicht mit diesem Bogen gebildet, sondern in der Mehrheit der Fälle mit dem Bogen ‚Square‘ (s. Set-Up ‚Square‘ mit ‚Hasund Guide‘).

Durch sämtliche Set-Ups wurde eine massive Verschlechterung der knöchernen Verhältnisse von Zahn 17 auf bukkaler Seite verursacht. Hier lag die bukkale Wurzellängsachse stets außerhalb der Kompakta. Auf palatinaler Seite konnten alle Programmierungen, insbesondere die Brackets ‚Hasund FACC‘ und ‚Hasund Guide‘ eine Verbesserung der palatinal freiliegenden Längsachse erzielen. Unter Berücksichtigung der Gesamtrezessionswerte schnitten die ‚Hasund‘-Brackets mit beiden Platzierungsschemata aufgrund ihrer stark ausgeprägten Torque-Werte von -25° allerdings am schlechtesten ab. Durch die extreme Vestibulärkippung wurde bei dieser Programmierung die palatinale Wurzel von 17 aus der bukkalen Kompakta bewegt, dabei wurden teilweise auch interradikuläre Bereiche freigelegt (vgl. Abb. 28b). Die Rezessionswerte für den endständigen Molar wären in der klinischen Anwendung in keinem der untersuchten Set-Ups wünschenswert gewesen, wenngleich sie sich in unterschiedlicher Ausprägung präsentierten. Daher wurde bei Bewertung der Set-Ups auf eine Inklusion der Werte von Zahn 17 verzichtet.

5.3 Klinische Übertragbarkeit der erhobenen Daten und Ausblick

Die in dieser Studie erhobenen Werte basieren auf einem Versuchsmodell, das aufgrund seines Charakters einer virtuellen Situation bestimmte klinische Faktoren unberücksichtigt ließ. Diese sollen im weiteren Verlauf diskutiert und Konsequenzen für die klinische Anwendung formuliert werden.

Die Fähigkeit, durch kieferorthopädische Stimulation Knochenwachstum zu entwickeln, hängt eng mit dem Alter und Wachstumspotenzial des Patienten zusammen (Angle, 1912). Die intraorale Situation während der Behandlung ist

neben der kontinuierlichen Bewegung der Zähne auch im Hinblick auf die Remodellation des Alveolarknochens eine dynamische. Da es zum aktuellen Stand der Wissenschaft keine Richtwerte gibt, die eine Vorhersage oder Simulation bzgl. des Ausmaßes einer potenziellen Knochenmodellation ermöglichen, konnte die Dynamik durch das statische Ursprungsmodell nicht berücksichtigt werden. Es ist aber gesichert, dass bei angemessener Kraftapplikation eine alveoläre Remodellation im Verlauf einer kieferorthopädischen Behandlung zu erwarten ist (Cabbar et al., 2016; Frost, 1994; Hartsfield et al., 2021). Vor diesem Hintergrund kann davon ausgegangen werden, dass die erhobenen Rezessionswerte in-vivo weniger ausgeprägt ausgefallen wären, da in Richtung der Zahnbewegung Knochen generiert worden wäre. In der Konsequenz könnte man Set-Ups, die flächige, wenig aus dem Alveolarkamm hervortretende Rezessionen aufwiesen, im Gesamtvergleich moderater einstufen. In den untersuchten Kombinationen war eine Dehiszenz mit einer flach hervortretenden Wurzel allerdings lediglich im Set-Up ‚Accu medium‘ mit Bracket ‚Andrews‘ an Zahn 13 zu erkennen (vgl. Abb. 29), welches im Gesamtvergleich aller Set-Ups ohnehin bereits das sechstbeste Ergebnis erzielte.

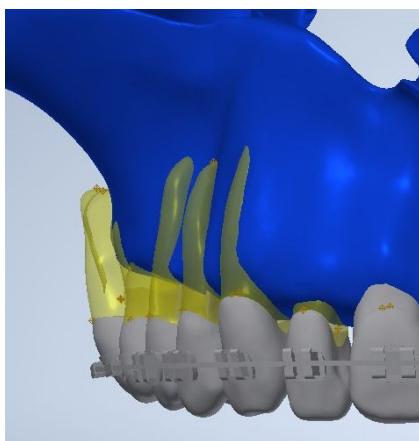


Abb. 29: Flächige, wenig hervortretende Dehiszenz an Zahn 13 im Set-Up ‚Andrews FACC‘ und Bogen ‚Accuform‘. Bei orthodontisch induzierter Knochenbildung sollte die Dehiszenz an Zahn 13 in-vivo deutlich geringer ausfallen als an den bereits in der Simulation stark prominent hervortretenden Wurzeln der Zähne 14 bzw. 15.

anderem das sog. ‚remodellierende Wachstum‘. Hierbei handelt es sich um

Das vorliegende Ursprungsmodell ist das eines erwachsenen Patienten, bei dem es bereits zu Verlust von Knochensubstanz gekommen ist. In der Ausgangssituation ist ein Verlust des Knochen-niveaus in horizontaler Ebene deutlich zu erkennen (s. Abb. 8). Um die simulierten Knochen-verhältnisse in Relation darzustellen, wurden nicht die Absolutwerte der freiliegenden Wurzellängs-achsen bzw. freiliegenden Wurzeloberfläche gemessen, sondern deren Veränderungen in Form von Zugewinn oder Attachmentverlust auf die gesamte Wurzeloberfläche bezogen. Der Gesichtsschädel durchläuft im Laufe des Lebens Wachstumsprozesse verschiedener Art, unter

formverändernde Wachstumsprozesse, die aufgrund definierter Resorptions- und Appositionszonen stattfinden. Die nach vestibulär zeigende Oberfläche des maxillären Alveolarfortsatzes stellt dabei eine Resorptionszone dar (Enlow, 1994). Bei dem verwendeten Kiefermodell kann aufgrund des Alters und des physiologischen Remodellationsprozesses angenommen werden, dass neben eines reduzierten vertikalen Knochenangebots auch die Dicke des alveolären Knochenfachs in horizontaler Dimension geringer ist als die eines durchschnittlichen jugendlichen Patienten. Folglich läge bei dem Versuchsmodell im Vergleich zu einem jugendlichen Kiefer, der noch keine physiologischen Resorptionsprozesse durchlaufen hat, ein höheres Risiko für Knochendehiszenzen vor, ähnlich wie sich das Risikoverhältnis für Dehiszenzen von Patienten mit dünnem oder dickem gingivalen Biotyp zueinander verhält (Jäger et al., 2017; Jati et al., 2016; Melsen et Allais, 2005). Bei einem Versuchsaufbau mit einem jüngeren Kiefer hätten sich die erhobenen Daten vermutlich auf einem niedrigeren Niveau bewegt. Insofern sind die Studienergebnisse vor allem als Orientierung für erwachsene Patienten anzusehen.

Sollte die klinische Situation es erfordern, Zahn 17 mit in die Multibracket-Apparatur einzugliedern, kann im Allgemeinen eine Empfehlung für ein Tube mit Programmierung nach ‚Roth‘ oder ‚Andrews‘ ausgesprochen werden, da diese in diesem Versuchsaufbau die geringsten Rezessionswerte verursacht haben (Median von +120,884 mm² bzw. 121,268 mm²). Eine Situation, die die Einbeziehung des zweiten Molaren beim Jugendlichen erfordert, ist beispielsweise der Durchbruch im Vestibularstand bzw. in vestibulärem Kippstand mit Tendenz zur bukkalen Nonokklusion. Auch bei der Erwachsenentherapie mit kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischem Vorgehen sollte der zweite Molar zur Koordination der Zahnbögen inkludiert werden. Hier ist insbesondere aufgrund des reduzierten Potenzials zur Knochenbildung darauf zu achten, die Wurzel nicht zu weit nach vestibulär zu kippen und daher ein Tube mit moderatem Torque zu wählen (‚Roth‘ bzw. ‚Andrews‘). Bei okklusalen Störkontakte durch den palatinalen Höcker, welche eine stabile Okklusion und damit gute Langzeitprognose gefährden, kann auf ein Bracket mit negativerem Wurzeltorque zurückgegriffen werden. Dabei stellt das ‚MBT‘-Bracket mit -14° einen moderaten Kompromiss dar. Entscheidend

dabei ist eine ausreichend vorhandene apikale Basis, um nicht die Entstehung einer Knochendehiszenz zu provozieren und gleichzeitig die Umsetzung des einprogrammierten Torque der Molaren zu gewährleisten. Denn die Interferenz der Wurzeln mit der Kompakta bei ihrer Bewegung nach vestibulär kann andererseits dazu führen, dass der einprogrammierte Wert gar nicht vollständig zur Ausprägung kommt (McLaughlin et al., 2001).

Neben der knöchernen Struktur spielt auch das Zusammenspiel von Bracket und Bogen eine entscheidende Rolle dabei, ob das angestrebte Ergebnis bzw. der einprogrammierte Torque-Wert erreicht werden kann. In der Simulation dieser Pilotstudie wurde durch die oberflächenkongruente Aneinanderlagerung der Slotoberflächen und der Bögen eine exakte Umsetzung der angulären Bracket-Programmierungen erzielt. In der klinischen Realität findet ein Torqueverlust durch die sog. ‚Clearance‘ zwischen Bracket und Bogen statt. Das bedeutet, dass sich der einprogrammierte Torque durch das Spiel zwischen Bracketslot und Bogen nur unvollständig umsetzt. Der tatsächlich erzielte Torque nennt sich ‚effektiver Torque‘. Grund hierfür ist, dass die Bögen stets kleiner sind als der Bracketslot, in den sie eingegliedert werden. Bei einem 0.018 inch-Slot in Kombination mit einem 0.017x0.025 inch-Bogen liegt dieses Spiel theoretisch bei 4,65°. Durch weitere Faktoren, wie z.B. Fertigungsungenauigkeiten in Slot- und Bogendimensionen oder abgerundete Bogenkanten liegt dieses Spiel tatsächlich bei bis zu 6,54° (Archambault et al., 2010; Arreghini et al., 2014). Je größer dimensioniert der Bogen ist, der in einer klinischen Situation zum Therapieende hin verwendet wird, umso mehr reduziert sich das Torquespiel und die Programmierung wird entsprechend genauer umgesetzt. Gleichzeitig ist es möglich, bewusst auf die Anwendung eines slotfüllenden Bogen zu verzichten, um so eine Aufrichtung bzw. Bewegung der Wurzeln gegen die Kompakta oder durch sie hindurch nicht zu forcieren und dem einzelnen Zahn genug Spielraum am Bogen zu lassen, sodass er eine intraalveolare Position beibehält. Ein solches Vorgehen ist mit einem 0.022 inch-Slot besser umzusetzen, da man dabei gleichzeitig nicht auf die Anwendung eines stabil dimensionierten Stahlbogens verzichten muss. Klinisch kommt der einprogrammierte Torque der jeweiligen Bracket-Programmierung also anders als in dieser Studie in der Regel nicht zur vollständigen Ausprägung. Außerdem hat der

Diskussion

Behandler die Möglichkeit, nicht nur durch die Bogenform, sondern auch dessen Dicke individuell Einfluss zu nehmen.

Während die Umsetzung der angulären Werte in den Set-Ups exakt möglich war, lag für die vertikale Position der Zähne am Bogen aufgrund der Größendifferenz von Bracketslot und Bogen ein Spielraum von 0,001 inch ($\approx 0,0254$ mm) vor. Sämtliche Zähne wurden in der simulierten Situation in der am weitesten extrudierten Position aufgestellt, indem die Bogenoberseite an die innere Slotoberseite angelagert wurde. Dies ließ eine Vergleichbarkeit der Set-Ups untereinander zu. In der klinischen Situation kommt es auf die vertikale Bewegungsrichtung an, welche Position der jeweilige Zahn in seiner finalen Aufstellung einnimmt. Ein extrudierter Zahn wird bei o.g. Spiel eher mit dem Bracket an der Bogenunterseite, also in maximal möglicher intrudierter Position stehen, ein intrudierter Zahn wird sich entgegengesetzt verhalten. Bei einem Betrag von lediglich 0,0254 mm kann die klinische Bedeutsamkeit dieser Abweichung vernachlässigt werden, da sie theoretisch durch einen vertikalen Positionierungsfehler des Brackets bereits wieder ausgeglichen werden kann (Armstrong et al., 2007; Koo et al., 1999).

Bei Betrachtung der Rezessionswerte dieser Pilotstudie lässt sich eine klare Empfehlung für die Kombination des ‚Andrews‘-Brackets in Kombination mit der Bogenform ‚Tapered‘ aussprechen. Da Lawrence Andrews bewusst war, dass die Wahl des Brackets je nach Therapiesituation eine individuelle sein sollte, entwickelte er schon früh verschiedene Bracket-Sets für unterschiedliche Behandlungsaufgaben (z.B. Extraktions- und Non-Extraktions-Fälle) mit Anti-Tip- und Anti-Rotations-Werten (Andrews, 1976a, 1976b, 1976c, 1976d, 1989) und auch heute sollte vor diesem Hintergrund eine Variation einzelner Brackets bei spezieller Aufgabenstellung in Betracht gezogen werden.

Dass die Brackets nach Roth insgesamt an zweiter Stelle nach den Brackets mit Andrews abschnitten, ist nicht verwunderlich, da diese auf einer Programmierung nach Andrews basieren. Roth plante in sein System eine Überkorrektur der optimalen Zahnposition ein, um Spielraum für ein passives, funktionelles Settling nach Entbänderung zu lassen. Daher sind seine Werte ausgeprägter und resultieren in stärkeren Tendenzen zu Knochendehiszenzen. Es muss also berücksichtigt werden, dass seine Programmierung nicht die von ihm angedachte Endposition der

Zähne widerspiegelt, ein erhöhtes Risiko zur Entstehung von Wurzelrezessionen im Verlauf der Therapie allerdings in Kauf nimmt. Findet ein Settling im Sinne eines leichten Rezidivs statt, können sich therapeutisch induzierte Dehiszenzen durch ein Zurückbewegen der Zähne in Richtung ihrer Ursprungsposition teilweise wieder rückbilden (Karring et al., 1982). Hier wäre es interessant, die Fragestellung weiter zu verfolgen, ob die Überkorrektur nach Roth mit anschließendem Settling im Vergleich zu Andrews Set-Up zu einem funktionell besseren Ergebnis führt und somit das höhere Risiko für Gingivarezessionen rechtfertigt.

Auf Basis der erhobenen Werte kann in Anbetracht des Rezessionsrisikos keine Empfehlung für die Anwendung der Brackets nach MBT oder Hasund ausgesprochen werden. Unterstützend wiegt die Tatsache, dass die Wahl der MBT-Brackets nachweislich auch keine ästhetischen Vorteile gegenüber der Brackets nach Roth mit sich bringen (Moesi et al., 2011). Sollten die Brackets des Typs Hasund dennoch bewusst verwendet werden, ist eine Platzierung nach dem Prinzip des FACC-Punktes klar zu bevorzugen. Hier lagen die Rezessionswerte bei allen Bogenformen außer der Form ‚Ovoid‘ unterhalb der Set-Up-Werte, deren Brackets nach MBT-Positionierungsguide angebracht wurden.

Form Bracket	Ovoid	Square	Tapered	Accuform	Damon
Andrews FACC	(2)(a)	(a)	(1)(a)	(a)	(a)
Roth FACC	(2)(b)		(1)(b)	(b)	(b)
MBT Guide	(2)	(b)	(1)		
Hasund FACC	(2)		(1)		
Hasund Guide	(2)		(1)		

Tab. 12: Empfohlene Kombination der einzelnen Bracketprogrammierungen mit den jew. Bogenformen und umgekehrt. Die geringsten Rezessionswerte bei primärer Wahl des Brackets wurden in der mit (1) kenntlich gemachten Bogen-Kombination verursacht, die zweitniedrigsten Werte mit (2). Ist die Bogenform gegeben und das Bracketsystem wird angepasst, ist die zu bevorzugende Kombination mit (a), die zweitrangig zu wählende Kombination mit (b) gekennzeichnet.

Bei der Wahl einer schonenden Bracket-Bogen-Kombination kann sich der klinische Anwender an oberhalb aufgeführter Tabelle orientieren. Je nachdem, welcher Parameter (Bogenform oder Bracketsystem) nach dem jeweiligen Praxiskonzept festgelegt ist, kann der bestpassende Zweitparameter ausgewählt werden (Tab. 12).

Diese Studie hatte die Zielsetzung, den Einfluss von Bracket- und Bogenwahl auf die Entstehung von Dehiszenzen und Gingivarezessionen auf Basis eines digitalen 3D-Kiefermodells zu untersuchen. Welch erhebliche Unterschiede sich dabei ergeben können, konnte durch die erhobenen Werte deutlich dargestellt (vgl. Abb. 28) und eine Empfehlung für das Bracketsystem ‚Andrews‘ und die Bogenform ‚Tapered‘ ausgesprochen werden. Dennoch muss betont werden, dass die vorliegende Arbeit eine Pilotstudie ist, deren Daten anhand eines einzelnen Modells erhoben wurden und Untersuchungen an weiteren Kiefermodellen notwendig sind, um diese Empfehlung generalisieren zu können. Hierbei sollte auch die untersuchte Bevölkerungsgruppe berücksichtigt werden, da die Studienlage einen Zusammenhang der Zahnbogenform und ethnischer Herkunft andeutet. So findet sich laut Nojima, McLaughlin et al. die Bogenform ‚Tapered‘ mit 44% im kaukasischen Kiefer weitaus häufiger als z.B. im Japanischen mit lediglich 12% (McLaughlin et al., 2001, p. 74; Nojima et al., 2001). Zudem sollten die Untersuchungen auch an Modellen der Mandibula durchgeführt werden, da dort Dehiszenzen im Vergleich zur Maxilla vermehrt auftreten, in der eher Fenestrationen vorliegen (Enhos et al., 2012; Yagci et al., 2012). Es liegt nahe, dass ein krestaler Knochenrückgang in Form einer Dehiszenz eher Gingivarezessionen verursacht und daher die Untersuchung der Mandibula klinisch relevantere Ergebnisse im Hinblick auf den Einfluss der Bracket-Bogen-Kombination auf das Entstehen von Rezessionen liefern könnte.

Mit Voranschreiten der Digitalisierung in der Zahnmedizin wird es möglich sein das Entstehungsrisiko von Gingivarezessionen durch eine kieferorthopädische Behandlung weiter zu reduzieren. Durch das Implementieren von DICOM-Datensätzen in die Planung virtueller Set-Ups, welche mittels digitaler Volumentomographie generiert werden, kann sowohl die Wurzelmorphologie der Zähne als auch das alveoläre Knochenangebot bei der Wahl geeigneter Brackets und Bögen von Anfang an berücksichtigt werden. Einige Anbieter von Alignerprodukten sowie Multibracket-Apparaturen bieten diese Option bereits in ihrem Portfolio an. Eine geplante kieferorthopädische Behandlung gilt bei momentaner Strahlendosis jedoch nicht als rechtfertigende Indikation, routinemäßig DVT-Aufnahmen anzufertigen. In Einzelfällen, in denen eine CT- oder DVT-Aufnahme aus anderen

Gründen vorliegt, kann diese jedoch zum Vorteil des Patienten genutzt werden. Auf Basis eines hiermit erzeugten patientenindividuellen, virtuellen Modells bietet z.B. die Fa. Ormco mit ihrem System Insignia und der ‚TruRoot‘-Funktion Bögen in voll-individualisierter Form zur langfristigen Schonung des Parodonts an. Es ist anzunehmen, dass mit der technischen Weiterentwicklung der aktuell auf dem Markt verfügbaren DVT-Geräte eine weitere Reduzierung der Strahlenbelastung in Zukunft ermöglicht werden und eine individuelle Fallplanung unter dem Aspekt der Strahlenhygiene und in Kombination mit einem Intraoralscan als Routine-Diagnostik etabliert werden kann. Dies würde bei virtueller Fallplanung eine adäquate Einschätzung der in dieser Arbeit diskutierten Aspekte im Hinblick auf das Entstehungsrisiko von Knochendehiszenzen und konsekutiv Gingivarezessionen ermöglichen und die Qualität des orthodontischen Therapieergebnisses weiter steigern.

6 Zusammenfassung

Eine kieferorthopädische Therapie mittels Multibracket-Apparatur kann durch die Bewegung von Zähnen im alveolären Knochenfach das Entstehungsrisiko von Gingivarezessionen fördern (Bollen et al., 2008; Garib et al., 2010; Jati et al., 2016; Meeran, 2013). Zu den interindividuellen patientenspezifischen Faktoren, welche hierbei eine Rolle spielen, zählen nebst knöchernen Verhältnissen, die prätherapeutischen Platzverhältnisse im Zahnbogen, das Patientenalter, der gingivale Biotyp sowie die applizierten Kraftgrößen (Bernimoulin et Curilovic, 1977; Ehrenfeld et al., 2011; Melsen et Allais, 2005; Wichelhaus et Eichenberg, 2013). Der kieferorthopädische Behandler kann durch die Wahl geeigneter Multibracket-Apparatur-Komponenten direkten Einfluss auf das Entstehungsrisiko von Gingivarezessionen nehmen. Obwohl eine Vielzahl verschiedener Bracketsysteme und Bogenformen auf dem Markt erhältlich ist und breite Anwendung findet, steht eine objektive, vergleichende Untersuchung bezüglich des Einflusses dieser Komponenten auf das Entstehungsrisiko von Knochendehiszenzen bzw. Gingivarezessionen weiterhin aus.

Im Rahmen dieser Arbeit erfolgte anhand eines digitalen 3D-Oberkiefermodells die Simulation der posttherapeutischen Auswirkungen unterschiedlicher Bracket- und

Zusammenfassung

Bogenkombinationen auf die knöchernen Verhältnisse. Hierfür wurden fünf gängige Bogenformen ermittelt und diese mit fünf verschiedenen Bracket-Sets untereinander kombiniert. Die auf diese Weise generierten 25 Set-Ups wurden auf ihre Veränderungen hinsichtlich freiliegender Wurzeloberflächen, freiliegender Wurzellängsachsen und Bewegungsschemata okklusaler und apikaler Referenzpunkte mit dem Ausgangsmodell verglichen und mittels deskriptiver statistischer Methoden analytisch ausgewertet.

Die Ergebnisse der Studie zeigten deutliche Unterschiede in der Entstehung von Dehiszenzen in Abhängigkeit der gewählten Bracket- und Bogenkombination. Insbesondere ergab sich eine klare Empfehlung für das Bracketssystem ‚Andrews‘ in Kombination mit der Bogenform ‚Tapered‘. Beide erzielten auch in Kombination mit den jeweils anderen Bogenformen bzw. Bracketprogrammierungen durchgehend die besten Resultate im Sinne der Rezessionsprävention. Dies ist unter anderem auf die moderaten Torque-Werte des Bracketssystems und den komprimierenden Charakter des orthodontischen Bogens zurückzuführen.

Auf Basis der in dieser Arbeit erhobenen Werte lässt sich ein klarer Zusammenhang zwischen einer expansiven Bogenform, ausgeprägten Torque-Werten und einem erhöhten Entstehungsrisiko von Knochendehiszenzen und Gingivarezessionen erkennen. Die Empfehlung einer allgemein gültigen Bracket-Bogen-Kombination bleibt jedoch angesichts der im Sinne einer Pilot-Studie an einem einzelnen Patientenmodell simulierten Therapieergebnisse eingeschränkt. Weitere umfassende Untersuchungen unter Einbeziehung mehrerer Kiefermodelle und die Berücksichtigung ethnischer Unterschiede sind unerlässlich, um eine belastbare Aussage treffen zu können. Bis zusätzliche Daten verfügbar sind ist es ratsam, Bracketssysteme mit moderaten angulären Werten zu bevorzugen und die individuelle Zahnbogenform sowie das alveolare Knochenangebot des Patienten sorgfältig zu analysieren, um diese in ihrer natürlichen transversalen Dimension möglichst zu erhalten.

7 Literaturverzeichnis

3M-Oral-Care. (2016). MBT Versatile+ Appliance System: Efficient Treatment Solutions for Clinical Excellence. In. London, Canada: 3M Oral Care.

3M-Unitek-Orthodontic-Products. (2013). MBT Versatile+ Appliance Bracket Placement Guide. In. Monrovia, USA: 3M Unitek Orthodontic Products.

Abass, S. K. et Hartsfield, J. K. (2007). Orthodontics and External Apical Root Resorption. *Seminars in Orthodontics*, 13(4), 246-256. doi:10.1053/j.sodo.2007.08.006

Addy, M. (2000). Dentine hypersensitivity: definition, prevalence, distribution and etiology. In E. G. Addy M, Edgar M, Orchardson R (Ed.), *Tooth Wear and Sensitivity: Clinical Advances in Restorative Dentistry* (1 ed., pp. 239-248). London: Martin Dunitz.

Al-Barakati, R. G., Alqahtani, N. D., AlMadi, A., Albarakati, S. F. et EA, A. L. (2016). Evaluation of the fit of preformed nickel titanium arch wires on normal occlusion dental arches. *The Saudi Dental Journal*, 28(1), 18-23. doi:10.1016/j.sdentj.2015.05.003

Albughaylil, A. S., Sayed, A. J., Alsoli, M. A., Almutairi, M. M., Mohsin, S. F., Shaikh, S. S. et al. (2023). Gingival Biotypes and its Relation to Biologic Width, Alveolar Bone Thickness, Dehiscence and Fenestration in Mandibular Anterior Region: A CBCT Analysis Study. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 15(1), 367-371. doi:10.4103/jpbs.jpbs_598_22

Alexander, C. M., Alexander, R. G., Gorman, J. C., Hilgers, J. J., Kurz, C., Scholz, R. P. et al. (1982). Lingual orthodontics. A status report. *Journal of Clinical Orthodontics*, 16(4), 255-262.

Andrews, L. F. (1972). The six keys to normal occlusion. *American Journal of Orthodontics*, 62(3), 296-309. doi:10.1016/S0002-9416(72)90268-0

Andrews, L. F. (1976a). The straight-wire appliance arch form, wire bending & an experiment. *Journal of Clinical Orthodontics*, 10(8), 581-588.

Andrews, L. F. (1976b). The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *Journal of Clinical Orthodontics*, 10(2), 99-114.

Andrews, L. F. (1976c). The straight-wire appliance. Explained and compared. *Journal of Clinical Orthodontics*, 10(3), 174-195.

Andrews, L. F. (1976d). The straight-wire appliance. Extraction brackets and "classification of treatment". *Journal of Clinical Orthodontics*, 10(5), 360-379.

Andrews, L. F. (1989). *Straight Wire: The Concept and Appliance*: L.A. Wells.

Angle, E. H. (1910). Original Communications. "Bone Growing.". *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 52(3), 261-267.

Angle, E. H. (1912). Original Communications. Evolution of Orthodontia-Recent Developments. *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 54(8), 853-867.

Angle, E. H. (1916). Original Communications. Some New Forms of Orthodontic Mechanism, and the Reasons for Their Introduction. *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 58(9), 969-994. Retrieved from <https://quod.lib.umich.edu/d/dencos/0527912.0058.001/1049:432?page=root;rgn=full+text;size=100;view=image>

Angle, E. H. (1929a). The latest and best in orthodontic mechanism. *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 71(2), 164-174.

Angle, E. H. (1929b). The latest and best in orthodontic mechanism. *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 71(3), 260-270.

Angle, E. H. (1929c). The latest and best in orthodontic mechanism. *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 71(4), 409-421.

Archambault, A., Lacoursiere, R., Badawi, H., Major, P. W., Carey, J. et Flores-Mir, C. (2010). Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *The Angle Orthodontist*, 80(1), 201-210. doi:10.2319/080508-352.1

Armstrong, D., Shen, G., Petocz, P. et Darendeliler, M. A. (2007). A comparison of accuracy in bracket positioning between two techniques--localizing the centre of the clinical crown and measuring the distance from the incisal edge. *European Journal of Orthodontics*, 29(5), 430-436. doi:10.1093/ejo/cjm037

Arreghini, A., Lombardo, L., Mollica, F. et Siciliani, G. (2014). Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Progress in Orthodontics*, 15(1), 53. doi:10.1186/s40510-014-0053-x

BeGole, E. A. (1980). Application of the cubic spline function in the description of dental arch form. *Journal of Dental Research*, 59(9), 1549-1556.

Bennett, J. C. et McLaughlin, R. P. (1990). Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *Journal of Clinical Orthodontics*, 24(4), 251-260.

Bernimoulin, J. et Curilovic, Z. (1977). Gingival recession and tooth mobility. *Journal of Clinical Periodontology*, 4(2), 107-114.

Bollen, A., Cunha-Cruz, J., Bakko, D. W., Huang, G. J. et Hujoel, P. P. (2008). The Effects of Orthodontic Therapy on Periodontal Health: A Systematic Review of Controlled Evidence. *The Journal of the American Dental Association*, 139(4), 413-422. doi:10.14219/jada.archive.2008.0184

Boone, G. N. (1963). Archwires Designed For Individual Patients. *The Angle Orthodontist*, 33(3), 178-185. doi:10.1043/0003-3219(1963)033<0178:adfp>2.0.co;2

Brader, A. C. (1972). Dental arch form related with intraoral forces: PR=C. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 61(6), 541-561.

Braun, S., Hnat, W. P., Fender, D. E. et Legan, H. L. (1998). The form of the human dental arch. *The Angle Orthodontist*, 68(1), 29-36. doi:10.1043/0003-3219(1998)068<0029:tfothd>2.3.co;2

Braun, S., Hnat, W. P., Leschinsky, R. et Legan, H. L. (1999). An evaluation of the shape of some popular nickel titanium alloy preformed arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(1), 1-12. doi:10.1016/S0889-5406(99)70297-0

Cabbar, F., Nur, R. B., Dikici, B., Canpolat, C. et Capar, G. D. (2016). New bone formation by orthodontic tooth movement for implant placement. *Annals of Maxillofacial Surgery*, 6(2), 316-318. doi:10.4103/2231-0746.200332

Chatoo, A. (2013). A View from behind: A History of Lingual Orthodontics. *Journal of Orthodontics*, 40(1), 2-7. doi:10.1179/1465313313Y.0000000057

Chuck, G. C. (1934). Ideal Arch Form. *The Angle Orthodontist*, 4(4), 312-327. doi:10.1043/0003-3219(1934)004<0312:iaf>2.0.co;2

Currier, J. H. (1969). A computerized geometric analysis of human dental arch form. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 56(2), 164-179. doi:10.1016/0002-9416(69)90232-2

De la Cruz, A., Sampson, P., Little, R. M., Artun, J. et Shapiro, P. A. (1995). Long-term changes in arch form after orthodontic treatment and retention. *American*

Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 107(5), 518-530.
doi:10.1016/s0889-5406(95)70119-2

Dentsply-Sirona. (2017). GAC Orthodontic Product Catalog 15. In. Islandia, USA:
Dentsply Sirona.

Dorfman, H. S. (1978). Mucogingival changes resulting from mandibular incisor tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 74(3), 286-297.

Ehrenfeld, M., Sander, F. G., Schwenzer, N., Ahlers, M. O. et Bantleon, H. P. (2011). *Kieferorthopädie*: Thieme.

Elliott, J. R. et Bowers, G. M. (1963). Alveolar dehiscence and fenestration. *Periodontics*, 1, 245-248.

Engelking, C. et Zachrisson, B. U. (1983). Die Auswirkung der Schneidezahnretraktion auf das Parodontium von Affen nach vorausgegangener Protrusion durch die Kortikalis. *Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie*, 2, 127-146.

Enhos, S., Uysal, T., Yagci, A., Veli, İ., Ucar, F. I. et Ozer, T. (2012). Dehiscence and fenestration in patients with different vertical growth patterns assessed with cone-beam computed tomography. *The Angle Orthodontist*, 82(5), 868-874.
doi:10.2319/111211-702.1

Enlow, D. H. (1994). Wachstum und Entwicklung der Gesichtsstrukturen. In G. Schmuth & A. D. Vardimon (Eds.), *Kieferorthopädie* (3 ed., pp. 19-42): Thieme Verlag.

Felton, J. M., Sinclair, P. M., Jones, D. L. et Alexander, R. G. (1987). A computerized analysis of the shape and stability of mandibular arch form. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6), 478-483.
doi:10.1016/s0889-5406(87)90229-0

Foushee, D. G., Moriarty, J. D. et Simpson, D. M. (1985). Effects of mandibular orthognathic treatment on mucogingival tissues. *Journal of Periodontology*, 56(12), 727-733. doi:10.1902/jop.1985.56.12.727

Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3), 175-188.
doi:10.1043/0003-3219(1994)064<0175:Wlabsa>2.0.co;2

Garib, D. G., Yatabe, M. S., Ozawa, T. O. et Silva Filho, O. G. (2010). Alveolar bone morphology under the perspective of the computed tomography: Defining the biological limits of tooth movement. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 15, 192-205. doi:10.1590/S2176-94512010000500023

Gonzales, C., Hotokezaka, H., Yoshimatsu, M., Yozgatian, J. H., Darendeliler, M. A. et Yoshida, N. (2008). Force magnitude and duration effects on amount of tooth movement and root resorption in the rat molar. *The Angle Orthodontist*, 78(3), 502-509. doi:10.2319/052007-240.1

Göz, G. (2000). Zahnbewegung. In P. Diedrich (Ed.), *Kieferorthopädie II* (4 ed.). München: Elsevier.

Graber, T. M. et Swain, B. F. (1989). *Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie*: Quintessenz.

Habersack, K. (2014, 16.01.2021). Behandlungskonzepte: Therapie. Retrieved from <https://www.viking-orthodontics.de/behandlungskonzepte-therapie>

Hartsfield, J. K., Gudsoorkar, P., Morford, L. et Roberts, W. (2021). Biological Aspects of Bone Growth and Metabolism in Orthodontics. In V. Krishnan, A. Kuijpers-Jagtman, & Z. Davidovitch (Eds.), *Biological Mechanisms of Tooth Movement* (pp. 77-99): John Wiley & Sons.

Hasund, A. (1974). *Klinische Kephalometrie für die Bergen-Technik*: Kieferorthopädische Abteilung des zahnärztlichen Institutes der Universität Bergen.

Hasund, A., Rudzki-Janson, I. et Bingler, P. (2000). Edgewise-Technik: Standard-Edgewise und Straight-wire-System. In P. Diedrich (Ed.), *Kieferorthopädie II* (Vol. 4, pp. 189-220). München: Elsevier.

Hawley, C. A. (1905, May). Determination of the Normal Arch, and its Application to Orthodontia. *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 47(5), 541-552. Retrieved from <http://quod.lib.umich.edu/d/dencos/0527912.0047.001/567?node=0527912.0047.001%3A131&view=pdf&size=100>

Hollender, L., Rönnerman, A. et Thilander, B. (1980). Root resorption, marginal bone support and clinical crown length in orthodontically treated patients. *European Journal of Orthodontics*, 2(4), 197-205. doi:10.1093/ejo/2.4.197-a

Interlandi, S. (1978). New method for establishing arch form. *Journal of Clinical Orthodontics*, 12(12), 843-845.

Iwasaki, L. R., Haack, J. E., Nickel, J. C. et Morton, J. (2000). Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(2), 175-183. doi:10.1016/s0889-5406(00)70229-0

Jäger, F., Mah, J. K. et Bumann, A. (2017). Peridental bone changes after orthodontic tooth movement with fixed appliances: A cone-beam computed tomographic study. *The Angle Orthodontist*, 87(5), 672-680. doi:10.2319/102716-774.1

Jati, A. S., Furquim, L. Z. et Consolaro, A. (2016). Gingival recession: its causes and types, and the importance of orthodontic treatment. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 21(3), 18-29. doi:10.1590/2177-6709.21.3.018-029.ojn

Johal, A., Katsaros, C., Kiliaridis, S., Leitao, P., Rosa, M., Sculean, A. et al. (2013). State of the science on controversial topics: Orthodontic therapy and gingival recession (a report of the Angle Society of Europe 2013 meeting). *Progress in Orthodontics*, 14. doi:10.1186/2196-1042-14-16

Joss-Vassalli, I., Grebenstein, C., Topouzelis, N., Sculean, A. et Katsaros, C. (2010). Orthodontic therapy and gingival recession: a systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 13(3), 127-141. doi:10.1111/j.1601-6343.2010.01491.x

Kahl-Nieke, B. (2010). *Einführung in die Kieferorthopädie: Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie*: Deutscher Zahnärzte Verlag.

Kahn, S., Rodrigues, W. J. et Barceleiro, M. (2013). Periodontal Plastic Microsurgery in the Treatment of Deep Gingival Recession after Orthodontic Movement. *Case Reports in Dentistry*, 2013, 6. doi:10.1155/2013/851413

Kao, R. T. et Pasquinelli, K. (2002). Thick vs. thin gingival tissue: a key determinant in tissue response to disease and restorative treatment. *Journal of the California Dental Association*, 30(7), 521-526.

Karring, T., Nyman, S., Thilander, B. et Magnusson, I. (1982). Bone regeneration in orthodontically produced alveolar bone dehiscences. *Journal of Periodontal Research*, 17(3), 309-315. doi:10.1111/j.1600-0765.1982.tb01158.x

Kohno, T., Matsumoto, Y., Kanno, Z., Warita, H. et Soma, K. (2002). Experimental tooth movement under light orthodontic forces: rates of tooth movement and

changes of the periodontium. *Journal of Orthodontics*, 29(2), 129-135. doi:10.1093/ortho/29.2.129

Koo, B. C., Chung, C.-H. et Vanarsdall, R. L. (1999). Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(3), 346-351. doi:10.1016/S0889-5406(99)70248-9

MacConaill, M. A. et Scher, E. A. (1949). The ideal form of the human dental arcade, with some prosthetic application. *The Dental Record*, 69(11), 285-302, illust.

Maynard, J. G. (1987). The rationale for mucogingival therapy in the child and adolescent. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 7(1), 36-51.

McLaughlin, R. P. et Bennett, J. C. (1989). The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. *Journal of Clinical Orthodontics*, 23(3), 142-153.

McLaughlin, R. P. et Bennett, J. C. (1991). Finishing and detailing with a preadjusted appliance system. *Journal of Clinical Orthodontics*, 25(4), 251-264.

McLaughlin, R. P. et Bennett, J. C. (1995). Bracket placement with the preadjusted appliance. *Journal of Clinical Orthodontics*, 29(5), 302-311.

McLaughlin, R. P. et Bennett, J. C. (2003). Finishing with the preadjusted orthodontic appliance. *Seminars in Orthodontics*, 9(3), 165-183. doi:10.1016/S1073-8746(03)00034-3

McLaughlin, R. P. et Bennett, J. C. (2015). Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(6), 654-662. doi:10.1016/j.ajodo.2015.03.012

McLaughlin, R. P., Bennett, J. C. et Trevisi, H. (2001). *Systemized Orthodontic Treatment Mechanics*: Mosby.

Meeran, N. A. (2013). Iatrogenic possibilities of orthodontic treatment and modalities of prevention. *Journal of Orthodontic Science*, 2(3), 73-86. doi:10.4103/2278-0203.119678

Melsen, B. et Allais, D. (2005). Factors of importance for the development of dehiscences during labial movement of mandibular incisors: A retrospective

study of adult orthodontic patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(5), 552-561. doi:10.1016/j.ajodo.2003.12.026

Moesi, B., Dyer, F. et Benson, P. E. (2011). Roth versus MBT: does bracket prescription have an effect on the subjective outcome of pre-adjusted edgewise treatment? *European Journal of Orthodontics*, 35(2), 236-243. doi:10.1093/ejo/cjr126

Morris, J. W., Campbell, P. M., Tadlock, L. P., Boley, J. et Buschang, P. H. (2017). Prevalence of gingival recession after orthodontic tooth movements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(5), 851-859. doi:10.1016/j.ajodo.2016.09.027

Nojima, K., McLaughlin, R. P., Isshiki, Y. et Sinclair, P. M. (2001). A comparative study of Caucasian and Japanese mandibular clinical arch forms. *The Angle Orthodontist*, 71(3), 195-200. doi:10.1043/0003-3219(2001)071<0195:Acso>2.0.Co;2

Ogaard, B., Rølla, G. et Arends, J. (1988). Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(1), 68-73. doi:10.1016/0889-5406(88)90453-2

Pearson, L. E. (1968). Gingival Height of Lower Central Incisors, Orthodontically Treated and Untreated. *The Angle Orthodontist*, 38(4), 337-339. doi:10.1043/0003-3219(1968)038<0337:Gholci>2.0.Co;2

Pizzoni, L., Ravnholz, G. et Melsen, B. (1998). Frictional forces related to self-ligating brackets. *European Journal of Orthodontics*, 20(3), 283-291. doi:10.1093/ejo/20.3.283

Proffit, W. R., Fields, H. W. et Sarver, D. M. (2007). *Contemporary Orthodontics. Fourth Edition* (4 ed.): Elsevier Mosby.

Raberin, M., Laumon, B., Martin, J.-L. et Brunner, F. (1993). Dimensions and form of dental arches in subjects with normal occlusions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 104(1), 67-72. doi:10.1016/0889-5406(93)70029-N

Rakosi, T., Jonas, I. et Gruber, T. M. (1993). *Orthodontic Diagnosis*: Thieme Verlag.

Ramos, A. L., Dos Santos, M. C., de Almeida, M. R. et Mir, C. F. (2020). Bone dehiscence formation during orthodontic tooth movement through atrophic alveolar ridges. *The Angle Orthodontist*, 90(3), 321-329. doi:10.2319/063019-443.1

Reitan, K. (1960). Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 46(12), 881-900. doi:10.1016/0002-9416(60)90091-9

Renkema, A. M., Fudalej, P. S., Renkema, A., Kiekens, R. et Katsaros, C. (2013). Development of labial gingival recessions in orthodontically treated patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2), 206-212. doi:10.1016/j.ajodo.2012.09.018

Ricketts, R. M., Roth, R. H., Chaconas, S. J. et Engel, G. A. (1982). *Orthodontic Diagnosis and Planning: ...their Roles in Preventive and Rehabilitative Dentistry* (R. M. D. Systems Ed. Vol. 1): Rocky Mountain/Orthodontics.

Riedel, R. A. (1960). A review of the retention problem. *The Angle Orthodontist*, 30, 179-199. doi:10.1043/0003-3219(1960)030<0179:AROTRP>2.0.CO;2

Roberts, W. E. et Huja, S. S. (2012). Bone physiology, metabolism, and biomechanics in orthodontic practice. In L. W. Graber, R. L. Vanarsdall, & K. W. L. Wig (Eds.), *Orthodontics - Current Principles and Techniques* (Vol. 5, pp. 287-343). St. Louis: Elsevier Mosby.

Sander, F. G. (2000). Modellanalyse. In *Kieferorthopädie I* (4 ed., Vol. 1). München: Elsevier.

Scheurer, P. A., Firestone, A. R. et Bürgin, W. B. (1996). Perception of pain as a result of orthodontic treatment with fixed appliances. *European Journal of Orthodontics*, 18(4), 349-357. doi:10.1093/ejo/18.4.349

Schwarz, A. M. (1932). Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18(4), 331-352. doi:10.1016/S0099-6963(32)80074-8

Schwarz, A. M. (1961). *Lehrgang der Gebissregelung: Untersuchungsgang (Diagnostik)*: Urban & Schwarzenberg.

Scott, J. H. (1957). The shape of the dental arches. *Journal of Dental Research*, 36(6), 996-1003. doi:10.1177/00220345570360062901

Segner, D. et Hasund, A. (2003). *Individualisierte Kephalometrie* (4 ed.). Hamburg: Segner, D.

Shapiro, P. A. (1974). Mandibular dental arch form and dimension: Treatment and postretention changes. *American Journal of Orthodontics*, 66(1), 58-70. doi:10.1016/0002-9416(74)90193-6

Stefanos, S., Secchi, A. G., Coby, G., Tanna, N. et Mante, F. K. (2010). Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(4), 463-467. doi:10.1016/j.ajodo.2008.11.029

Steiner, G. G., Pearson, J. K. et Ainamo, J. (1981). Changes of the marginal periodontium as a result of labial tooth movement in monkeys. *Journal of Periodontology*, 52(6), 314-320. doi:10.1902/jop.1981.52.6.314

Swartz, M. L. (2001). A History Lesson - Inspire! Sapphire Brackets. *Clinical Impressions*, 10(3), 12-15.

Thickett, E., Taylor, N. G. et Hodge, T. (2007). *Choosing a pre-adjusted orthodontic appliance prescription for anterior teeth* (Vol. 34).

Tweed, C. H. (1966). *Clinical Orthodontics* (Vol. 1). Tucson, USA: The C.V. Mosby Company.

Wichelhaus, A. et Eichenberg, T. (2013). *Kieferorthopädie - Therapie Band 1: Grundlegende Behandlungskonzepte*: Thieme.

Wiechmann, D., Rummel, V., Thalheim, A., Simon, J. S. et Wiechmann, L. (2003). Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(5), 593-599. doi:10.1016/j.ajodo.2003.08.008

Winterhalder, P. (2013). *Analyse der Belastungen im Zahnschmelz beim Entfernen orthodontischer Brackets mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode*. (ediss:15836). Ludwig-Maximilians-Universität München, München.

Wolf, H. F., Edith, M. et Rateitschak, K. H. (2004). Gingivale Rezession. In H. F. Wolf & K. H. Rateitschak (Eds.), *Farbatlanten der Zahnmedizin. Parodontologie* (3. ed., pp. 155-157). doi:10.1055/b-0034-45006

Yagci, A., Veli, I., Uysal, T., Ucar, F. I., Ozer, T. et Enhos, S. (2012). Dehiscence and fenestration in skeletal Class I, II, and III malocclusions assessed with cone-beam computed tomography. *The Angle Orthodontist*, 82(1), 67-74. doi:10.2319/040811-250.1

Yamaguchi, M. et Garlet, G. (2015). The role of inflammation in defining the type and pattern of tissue response in orthodontic tooth movement. In (pp. 121-137).

Yamaguchi, M. et Kasai, K. (2007). The Effects of Orthodontic Mechanics on the Dental Pulp. *Seminars in Orthodontics*, 13(4), 272-280.
doi:10.1053/j.sodo.2007.08.008

Zheng, L. W., Wang, J. Y. et Qing Yu, R. (2019). Biomaterials in Dentistry. In R. Narayan (Ed.), *Encyclopedia of Biomedical Engineering* (pp. 278-288). Oxford: Elsevier.

8 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Grundform eines Standard-Edgewise-Bracket: Ausdehnung in vertikaler Dimension (a) von 0.022 inch bei Angle (später alternativ auch 0.018 inch) und in horizontaler Dimension (b) von üblicherweise 0.028 inch 14

Abb. 2: Grundform eines Zwillingsbrackets in der Straight-Wire-Technik mit Torque und In-/Offset in der Basis (a), Angulation in der Slotneigung (b) und anatoformer Gestaltung der Basisauflage (c)..... 17

Abb. 3: Der von Andrews definierte Punkt für die Positionierung der Slot-Mitte des Bracket (a) auf der Längsachse der klinischen Krone („FA-Punkt“) (b) liegt auf der in okklusogingivaler Richtung gemessenen Hälfte der Längsachse der klinischen Krone. Optimalerweise befinden sich sämtliche FA-Punkte bei Abschluss der Therapie auf der „Andrews plane“ (c) (Andrews, 1989)..... 19

Abb. 4: MBT™ Versatile+ Appliance Bracket-Positionierungsguide. Zur korrekten Auswahl der vertikalen Positionierungshöhe bzw. -gruppe (A-E) muss jene Zeile gewählt werden, in die die Mehrheit der am Diagnosemodell oder klinisch gemessenen Werte der halbierten Zahn-Längsachsen fallen (3M-Unitek-Orthodontic-Products, 2013)..... 23

Abb. 5: Die ersten Ansätze zur Etablierung einer idealen Bogenform. Die Bonwill-Hawley Form setzte sich aus einem Kreis mit einem anhand von Zahnbogenbreiten festgelegtem Radius und nach posterior divergierenden, in den Kondylen endenden Geraden zusammen (a). Brader legte die ideale Bogenform eines Oberkiefers als Ellipse fest (b) während andere die Ideal-Bogenform individuell mittels Kettenmessgerät (c) bestimmten. Abbildung modifiziert nach Brader, Hawley und Scott (Brader, 1972; Hawley, 1905; Scott, 1957). 25

Abb. 6: Bogenformen „Tapered“ bzw. schmal (a), „Ovoid“ bzw. normal (b) und „Square“ bzw. breit (c) für die Straight-Wire-Technik. Abbildung modifiziert nach 3M Oral Care (3M-Oral-Care, 2016). 26

Abb. 7: (a) Fenestration an Zahn 13 (eingekreist); (b) Deutliche, bis in den Apex reichende Dehiszenz an Zahn 13 sowie moderate Dehiszenzen im Frontzahnbereich. Abbildung modifiziert nach Wolf et al. (Wolf et al., 2004). 29

Abb. 8: Komplettiertes CAD-Modell der Maxilla, vollbezahnt, nach Spiegelung in Sagittalebene; blau-klar: Kompakta, blau: Spongiosa, gelb: Wurzelzement, weiß: Zahnschmelz	35
Abb. 9: Korrelation von SI _{OK} und transversaler Bogenbreite nach Pont, Harth, Weise, etc. (Rakosi et al., 1993).....	36
Abb. 10: Beispiel eines digital konstruierten CAD-Brackets mit variabel programmierten Parametern. Diese konnten durch die Eingabe der gewünschten Werte in die entsprechende Zeile der Tabelle nach Bedarf angepasst werden. Eine 2D-Skizze entlang der Längsachse des Brackets mit ebenfalls veränderbarer Verlängerung nach koronal sollte das spätere Platzieren auf dem jeweiligen Zahn vereinfachen.....	37
Abb. 11: Konstruktion des virtuellen orthodontischen Drahtbogens der Kategorie ‚Tapered‘. Eine 2D-Skizze in der Ebene des importierten, gescannten Templates stellt die Grundform des Bogens nach. Die korrekte Bemaßung kann dabei mittels Streckendefinitionen sichergestellt werden (a). In einer zu Mittellinie und Template-Ebene zweiten senkrechten Ebene wurde in einer weiteren 2D-Skizze der Querschnitt des Bogens mit den Maßen 0.017 x 0.025 inch entworfen (b, c). Mittels der ‚Sweeping‘-Funktion der CAD-Software wurde die Querschnitt-Skizze entlang der Bogenform extrudiert und in einen dreidimensionalen Volumenkörper umgewandelt.....	39
Abb. 12: Vermessung der Zahnkronen-Midsagittalen zur Ermittlung des FACC-Punktes (a). Um die Streckenhälfte der Midsagittalen exakt zu übertragen, wurde die Zahnkrone zunächst entlang dieser virtuell aufgeschnitten. Der FACC-Punkt konnte mittels einer orthogonalen Linie, beginnend im Mittelpunkt der Verbindungsgeraden von Anfangs- und Endpunkt der Midsagittalen auf der Kronoberfläche konstruiert werden (b).	41
Abb. 13: Zahn-Volumenkörper mit NURBS-Oberfläche: Die Knotenpunkte der einzelnen Patches ermöglichen eine eindeutige Positionierung der apikalen und okklusalen Referenzpunkte in allen Set-Ups. In apikaler (a), okklusaler (b), vestibulärer (c) und palatinaler Aufsicht (d). Für die Definition der Wurzellängsachsen wurden gemäß der Anzahl der Wurzeln zusätzlich Fixpunkte auf vestibulärer und palatinaler Seite der Zähne auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze festgelegt (c, d).....	43

Abb. 14: Projektion der apikalen Referenzpunkte der prätherapeutischen (grün) und posttherapeutischen (grau) Situation auf die Medianebene.....44

Abb. 15: Vermessung der extraossären Wurzeloberflächen. Die Abgrenzung zu den intraossären Wurzeloberflächen ist in den Abbildungen b-f durch die blaue Schnittkurve der Wurzeloberfläche mit der maxillären Kompakta dargestellt. Bereits im Ausgangsmodell war ein horizontaler Knochenrückgang festzustellen (a). Folgende Kombinationen sind beispielhaft aufgeführt: Accuform-Bogen mit Hasund-Brackets (FACC-Positionierung) (b), Ovoid-Bogen mit MBT-Brackets (c), Square-Bogen mit Hasund-Brackets (Positionierung nach Guide) (d), Tapered-Bogen mit Andrews Brackets (e), Damon-Bogen mit Roth-Brackets (f). Die freiliegenden Wurzeloberflächen von Zahn 16 und insbesondere 17 stachen in sämtlichen Set-Ups deutlich ins Auge.45

Abb. 16: Projektion der Wurzellängsachsen auf die NURBS-Oberfläche auf vestibulärer Seite. Durch die z.T. sehr starke Bukkalkippung im Set-Up lagen einzelne Wurzelachsen in der simulierten posttherapeutischen Situation in ihrem gesamten Verlauf außerhalb des knöchernen Bereichs (vgl. Zahn 14, 16 und 17). 47

Abb. 17: Grafische Darstellung der Veränderung der Gesamtrezessionsflächen aller Zähne unter Verwendung der jeweiligen Bracketsysteme ungeachtet der kombinierten Bogenform und umgekehrt. Im oberen Teil der Grafik zeigt sich unter Einbeziehung der Rezessionswerte des Zahnes 17 ein deutlich erhöhtes Niveau der Gesamtrezessionen in sämtlichen simulierten Bracket-Bogen-Kombinationen. In beiden Grafiken ist für das Bracketsystem ‚Andrews FACC‘ sowie die Bogenform ‚Tapered‘ die geringste Zunahme freiliegender Wurzeloberflächen ersichtlich.....51

Abb. 18: Übersicht der Rezessionen der einzelnen Zähne (11-16) bei primärer Aufschlüsselung der Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen nach Bogenform.....55

Abb. 19: Übersicht der Rezessionen der einzelnen Zähne (11-16) bei primärer Aufschlüsselung der Veränderung der freiliegenden Wurzeloberflächen nach Bracketsystem.....56

Abb. 20: Grafische Darstellung der Rezessionen der gesamten Dentition der jeweiligen Set-Ups bei Gruppierung nach Bogenform.....57

Abb. 21: Grafische Darstellung der Rezessionen der gesamten Dentition der jeweiligen Set-Ups bei Gruppierung nach Bracketsystem.58

Abb. 22: Vergleich der Veränderungen des Anteils an freiliegender Wurzellängsachse auf bukkaler (links) und palatinaler (rechts) Seite der einzelnen Zähne bei primärer Betrachtung nach Bogenform. Auf bukkaler Seite werden die bei den Zähnen 16 und 17 jeweils mesial und distal einzeln erhobenen Messwerte beide berücksichtigt, allerdings gemeinsam unter ‚Zahn 6‘ bzw. ‚Zahn 7‘ dargestellt..... 63

Abb. 23: Vergleich der Veränderungen des Anteils an freiliegender Wurzellängsachse auf bukkaler (links) und palatinaler (rechts) Seite der einzelnen Zähne bei primärer Betrachtung nach Bracketsystem. Auch hier werden die bei den Zähnen 16 und 17 jeweils mesial und distal einzeln erhobenen Messwerte der bukkalen Seite beide berücksichtigt, allerdings gemeinsam unter ‚Zahn 6‘ bzw. ‚Zahn 7‘ dargestellt..... 64

Abb. 24: Grafische Aufbereitung der auf die horizontale Ebene projizierten apikalen und okklusalen Bewegungswerte aller Set-Ups im Vergleich. Der Übersichtlichkeit halber wurden die Werte der Zähne mit multiplen Referenzpunkten gemittelt dargestellt. Im apikalen Bereich konnte vor allem nach posterior hin eine generalisierte, starke Zunahme der Werte festgestellt werden. 69

Abb. 25: Grafische Darstellung der apikal und okklusal gemessenen Bewegungswerte in der vertikalen Referenzebene. Der Übersichtlichkeit halber wurden wie in Abb. 24 die Werte der Zähne mit multiplen Referenzpunkten gemittelt dargestellt. Generell verhielten sich die okklusalen und apikalen Graphen in dieser Ebene in der Mehrheit der Set-Ups weniger divergierend als in der Horizontalen..... 70

Abb. 26: Anlagerung der orthodontischen Drähte in den Formen ‚Square‘(a), ‚Tapered‘(b) und ‚Ovoid‘(c) an den virtuellen Zahnbogen zur visuellen Sichtkontrolle der Passung..... 73

Abb. 27: Vergleichende Ansicht der palatinalen Rezessionen im Frontzahnbereich der Set-Ups ‚Hasund Guide‘ mit einem Torque-Wert von $+20^\circ$ bzw. $+14^\circ$ (a) und ‚Andrews‘ mit einem Torque-Wert von $+7^\circ$ bzw. $+3^\circ$ (b) am Bogen ‚Square‘. 75

Abb. 28: Laterale, palatinale und frontale Ansicht der bezüglich der Gesamtrezessionen betrachteten besten und schlechtesten Kombination von Bogenform und Bracketsystem. In der Kombination ‚Andrews FACC‘ und Bogen ‚Tapered‘ stellte sich lediglich Zahn 17 (und 27) mit einer ausgeprägten bukkalen Knochendehiszenz dar (a). In der ungünstigsten Kombination mit Bracket-Set

Abbildungsverzeichnis

,Has und Guide‘ und Bogenform ‚Square‘ waren diese bereits eindrucksvoll ab dem Eckzahn nach distal fortlaufend zu sehen (b)	79
Abb. 29: Flächige, wenig hervortretende Dehiszenz an Zahn 13 im Set-Up ‚Andrews FACC‘ und Bogen ‚Accuform‘. Bei orthodontisch induzierter Knochenbildung sollte die Dehiszenz an Zahn 13 in-vivo deutlich geringer ausfallen als an den bereits in der Simulation stark prominent hervortretenden Wurzeln der Zähne 14 bzw. 15	
.....	81

9 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Set-Up-Werte der Non-Extraktions-Brackets nach Andrews für den Oberkiefer. „U“ steht hierbei für „Upper“ und bezieht sich auf den jeweiligen Zahn im Oberkiefer (Andrews, 1989).....	19
Tab. 2: Set-Up-Werte der Brackets nach Hasund für den Oberkiefer. Vor allem die besonderen „High-Torque“-Werte ermöglichen es, die funktionellen Anforderungen eines Kiefers gerecht zu erfüllen (Dentsply-Sirona, 2017; Hasund et al., 2000).....	20
Tab. 3: Set-Up-Werte der Brackets nach Roth für den Oberkiefer (Ehrenfeld et al., 2011; Gruber et Swain, 1989; Thickett et al., 2007).....	21
Tab. 4: Set-Up-Werte der Brackets nach McLaughlin, Bennett und Trevisi für den Oberkiefer. Für den Eckzahn stehen dem Behandler drei verschiedene Optionen für die Torque-Programmierung zur Auswahl, um einer patientenindividuellen Situation Rechnung zu tragen (3M-Oral-Care, 2016; McLaughlin et al., 2001).....	23
Tab. 5: Aufstellung der zueinander kongruenten Bogenformen. Der Übersichtlichkeit halber wurden die herstellerspezifischen Bezeichnungen der jeweils passenden Bögen unter den Kategorien „Ovoid“, „Square“, „Tapered“, „Accuform“ und „Damon“ zusammengefasst.	38
Tab. 6: Vermessung der Zahnkronen entlang der Midsagittalen in okklusogingivaler Richtung. Bei Zahn 13 wurde eine Attrition von 1,5 mm angenommen. Dies wurde bei der Konstruktion des FACC-Punktes berücksichtigt*. Die Zuordnung der halbierten Kronenlängen in Gruppen nach MBT™ Positionierungsguide (s. Abb. 4) gab die Platzierung der Höhe des Bracketslots gemäß Kategorie „C“ vor. Auch hierbei wurde der Morphologie des Zahns 13 Rechnung getragen*.....	40
Tab. 7: Modellanalyse des Ausgangsmodells und der einzelnen Set-Ups bezüglich der transversalen Zahnbogenbreiten anterior und posterior. Der SOLL-Wert nach Weise wurde aus einer gemessenen mesiodistalen Schneidekantensumme der oberen Inzisiven (SIOK) von 29mm gefolgt. Die hinteren beiden Spalten beschreiben die Veränderung der Bogenbreiten in [mm] im Vergleich zur ursprünglichen IST-Situation (s. Zeile 2). Da die Transversale in den simulierten Set-Up-Situationen maßgeblich durch die Form der orthodontischen Bögen bestimmt wird, wurden die Werte primär nach der Kategorie des jeweiligen Bogens gebündelt.....	49

Tab. 8: Übersicht der je Set-Up summierten Veränderungen der Rezessionsflächen der gesamten Dentition unter Ausschluss und Einbeziehung von Zahn 17. Je nach Betrachtung des primären Messobjektes ‚Bracketsystem‘ und ‚Bogenform‘ wurden Mittelwert und Median erhoben und sämtliche Werte numerisch als auch prozentual aufgeführt.....	52
Tab. 9: Rezessionswerte sämtlicher Zähne in allen fünfundzwanzig Set-Up-Kombinationen. Als Referenz sind die Flächenmaße der gesamten Wurzeloberflächen der Zähne und deren im Ursprungsmodell freiliegenden Wurzeloberflächen aufgeführt. In den farbig hinterlegten Feldern finden sich sowohl in numerischer als auch prozentualer Angabe der Wert der Zunahme (+) bzw. Abnahme (-) an freiliegender Wurzeloberfläche eines jeden einzelnen Zahnes. Zudem sind der Tabelle die Werte der deskriptiven Statistik zu entnehmen, welche Auskunft über die Veränderungen der freiliegenden Wurzeloberfläche je Zahn in Abhängigkeit der variierenden Bracketsysteme geben	60
Tab. 10: Übersicht der Veränderungen an freiliegender Wurzellängsachsen auf bukkaler Seite der einzelnen Zähne. Die rot markierten Werte markieren die Wurzellängsachsen, die sich in posttherapeutischer Situation in ihrer gesamten Länge außerhalb des Alveolarknochens befanden.	65
Tab. 11: Übersicht der Veränderungen an freiliegender Wurzeloberfläche auf palatinaler Seite der einzelnen Zähne. Rot markiert finden sich hier die Wurzellängsachsen, welche in der simulierten Endsituation vollständig von Kieferknochen bedeckt waren.	66
Tab. 12: Empfohlene Kombination der einzelnen Bracketprogrammierungen mit den jew. Bogenformen und umgekehrt. Die geringsten Rezessionswerte bei primärer Wahl des Brackets wurden in der mit (1) kenntlich gemachten Bogen-Kombination verursacht, die zweitniedrigsten Werte mit (2). Ist die Bogenform gegeben und das Bracketsystem wird angepasst, ist die zu bevorzugende Kombination mit (a), die zweitrangig zu wählende Kombination mit (b) gekennzeichnet.	85

10 Anhang

10.1 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Samantha Tiziana Koss, geb. Maurer, geboren am 05.05.1990 in Dachau, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema:

,Der Einfluss von Bracket- und Bogenwahl auf die Entstehung von Rezessionen bzw. Dehiszenzen bei kieferorthopädischer Therapie mit festsitzender Multibracket-Apparatur‘

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen Hilfsmittel keiner weiteren bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Bad Homburg, den 4.11.2024

SAMANTHA KOSS

Samantha Koss

10.2 Publikationen

Dual Stimuli-Responsive Orthodontic Aligners: An In Vitro Study

Schönfeld D, **Koss S**, Vohl N, Friess F, Drescher D, Pretsch T

Materials 16(8) 2023

10.3 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei meiner Familie, Freunden und Kollegen bedanken, die mich bei der Fertigstellung meiner Dissertation unterstützt und fortlaufend motiviert haben.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Prof Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg. Nicht nur für die Überlassung des Dissertationsthemas und die kompetente Beratung, sondern auch für das Erwecken meiner Begeisterung für das Fachgebiet der Kieferorthopädie und den stetigen Zuspruch und die Unterstützung auf meinem Werdegang zur Fachzahnärztin für Kieferorthopädie.

Bei Herrn Dr. med. Dr. med. dent. Philipp Winterhalder möchte ich mich herzlich für die Bereitstellung der Daten des Kiefermodells sowie die Beratung bei der Planung der Untersuchungen bedanken.

Zu guter Letzt gebührt besondere Erwähnung meinem Ehemann, der mich fortwährend antrieb, mich anfeuerte und bei dem ich stets nicht nur Verständnis, sondern Zuspruch fand, wenn ich mich statt gemeinsamer Freizeitaktivitäten dieser Arbeit widmete.