

Aus der Abteilung Kieferorthopädie
(Prof. Dr. med. dent. D. Kubein-Meesenburg)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Biomechanische Untersuchungen an thermoplastisch geformten
Schienen**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades für Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Teresa Friederike Erfurth-Jach

geb. Jach

aus Vorwerk

Göttingen 2012

Dekan: Prof. Dr. med. M. P. Schön

I. Berichterstatter: PD Dr. med. dent. W. Hahn

II. Berichterstatter/in: _____

III. Berichterstatter/in: _____

Tag der mündlichen Prüfung: _____

INHALTSVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	V
1. EINLEITUNG	1
2. LITERATURÜBERBLICK	2
2.1. Thermoplastisch geformte Schienen	2
2.1.1. Konzepte von thermoplastisch geformten Schienen	2
2.1.2. Behandlungsmöglichkeiten mit thermoplastisch geformten Schienen	3
2.1.3. Klinische Bewertung thermoplastisch geformter Schienen	4
2.2. Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen	4
2.3. Biomechanik der Zahnbewegung	5
2.4. Biologische Grundlagen der Zahnbewegung	7
2.4.1. Die Zahnbewegung	8
2.4.2. Die zur orthodontischen Zahnbewegung eingesetzte ideale Kraft	9
3. FRAGESTELLUNG	11
4. MATERIAL UND METHODE	12
4.1. Aufbau der Messapparatur	12
4.2. Kraftmessung mittels Sensor	13
4.3. Vorbereitende Maßnahmen	14
4.3.1. Herstellung des Messzahnes	14
4.3.2. Herstellung der Messschale	17
4.3.3. Herstellung der Modelle zur Fertigung der Tiefziehschienen	17
4.3.3.1. Herstellung des Urmodells	18
4.3.3.2. Herstellung der Modelle	19
4.3.3.3. Ausblocken der Modelle mit Wachs	19
4.3.3.4. Herstellung der eigentlichen Modelle zur Fertigung der Tiefziehschienen	20
4.3.3.5. Herstellung der Schablonen zur Übertragung der Schienenlänge	20
4.3.4. Herstellung der Tiefziehschienen	20
4.4. Krafterzeugung durch Bumps	21
4.5. Messung	24
4.6. Messung der Schienen mit Gewicht	25
4.7. Statistische Methode	26
5. ERGEBNISSE	27
5.1. Horizontale Kräfte (F_x)	27
5.1.1. Horizontale Kräfte (F_x) bei 30°	27
5.1.2. Horizontale Kräfte (F_x) bei 60°	28
5.1.3. Horizontale Kräfte (F_x) bei 90°	29

5.2.	Vertikale Kräfte (F_z)	30
5.2.1.	Vertikale Kräfte (F_z) bei 30°	30
5.2.2.	Vertikale Kräfte (F_z) bei 60°	31
5.2.3.	Vertikale Kräfte (F_z) bei 90°	31
5.3.	Einfluss der Bumpptiefe	32
5.4.	Einfluss der Bumpzange	39
5.5.	Einfluss der Bewegung	43
5.6.	Einfluss des Gewichts	48
6.	DISKUSSION	57
6.1.	Diskussion von Material und Methode	57
6.2.	Diskussion der Ergebnisse	60
6.2.1.	Die mit thermoplastisch geformten Schienen generierten Kräfte	60
6.2.2.	Die ideale orthodontische Kraftgröße	61
6.2.2.1.	Erste defensive Ansätze	62
6.2.2.2.	Effizienz der Zahnbewegung als Maßstab	62
6.2.2.3.	Heutiger, vermittelnder Ansatz.....	63
6.2.2.4.	Einordnung der gemessenen Werte	63
6.2.3.	Bisherige Studien zur Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen.....	67
6.2.4.	Einfluss der Bumpptiefe auf die auftretenden Kräfte.....	72
6.2.5.	Einfluss der Bumpposition auf die auftretenden Kräfte	73
6.2.5.1.	Wirksame Kraftkomponenten bei der Zahnbewegung	73
6.2.5.2.	Horizontale Positionierung	74
6.2.5.3.	Vertikale Positionierung	75
6.2.6.	Einfluss der Bumpzangenform auf die auftretenden Kräfte	77
6.2.7.	Einfluss einer simulierten Schluckkraft	81
6.2.7.1.	Einfluss einer simulierten Schluckkraft auf die auftretenden Kräfte	81
6.2.7.2.	Einfluss einer simulierten Schluckkraft auf die Zahnbewegung	82
7.	ZUSAMMENFASSUNG	85
8.	ANHANG: TABELLARISCHE DARSTELLUNG DER ERGEBNISSE DER VARIANZANALYSE (TAB. 43-56)	87
9.	LITERATURVERZEICHNIS	91

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Anova	Analysis of variance (Varianzanalyse)
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
ca.	zirka
3-D	dreidimensional
d. h.	das heißt
DMS	Dehnungsmessstreifen
F	Force (Symbol für die Kraft)
Kg	Kilogramm
Kipp.	Kippung
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
N	Newton (Maßeinheit für die Kraft)
N/cm ²	Newton pro Quadratcentimeter
Nmm	Newtonmillimeter (Maßeinheit für das Drehmoment)
N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter
o.	oben
pal.	palatinal
PET	Polyethylenterephthalat
SD	Standardabweichung
s. o.	siehe oben
sog.	sogenanntes
T	Torque (Symbol für Drehmoment)
Tab.	Tabelle
Var.	Variable
vest.	vestibulär
vgl.	vergleiche
z. B.	zum Beispiel

1. Einleitung

Obwohl in der heutigen Zeit der Wunsch Erwachsener nach einer kieferorthopädischen Behandlung zunimmt (Bernau und Bredy 1990), scheuen viele der potentiellen Patienten eine solche Behandlung aufgrund der ästhetischen Beeinträchtigung durch festsitzende Apparaturen (Meier et al. 2003). Auf der Suche nach einem orthodontischen Behandlungsgerät, das den hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht wird, erfreuen sich thermoplastisch geformte Schienen zunehmender Beliebtheit. Während die Apparaturen anfänglich zur Retention oder Feineinstellung von Zähnen verwendet wurden (Kesling 1945, Ponitz 1971), ist das Einsatzgebiet der Apparaturen später erweitert worden. Heutzutage werden überwiegend geringe bis moderate Zahnfehlstellungen mittels thermoplastisch geformter Schienen therapiert (McNamara et al. 1985, Rinchuse und Rinchuse 1997, Sheridan et al. 1994a). Über den klinischen Einsatz der herausnehmbaren, komfortablen und ästhetisch wenig beeinträchtigenden Apparaturen wird in der zahnärztlichen Literatur vielfach berichtet (Boyd und Vlaskalic 2001, Djeu et al. 2005, Lindauer und Shoff 1998). Im Gegensatz dazu wurden die an thermoplastisch geformten Schienen auftretenden Kräftesysteme bislang nur unzureichend untersucht (Barbagallo et al. 2008b, Kwon et al. 2008, Rost et al. 1995, Warunek et al. 1989). Um eine zielgerichtete orthodontische Zahnbewegung durchführen zu können, ist aber das Wissen über die genaue Wirkungsweise des verwendeten Gerätes unabdingbar. Die vorliegende Arbeit ist Teil einer Studienserie (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009, Hahn et al. 2010, Hahn et al. 2011), die die Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen erstmals systematisch untersucht hat. Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, die Kräftesysteme an einer von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten Schienenart zu analysieren und zu beschreiben.

2. Literaturüberblick

2.1. Thermoplastisch geformte Schienen

Das Prinzip, geringe Zahnbewegungen mittels herausnehmbarer, plastisch-elastischer Schienen durchzuführen, wurde im Schrifttum erstmals Mitte des zwanzigsten Jahrhunderts von Kesling (1945) erwähnt. Der Autor stellte ein Konzept vor, welches auf der Idee basierte, Zähne mit Hilfe einer Serie von vulkanisierten Schienen unter Verwendung von Setup-Modellen zu bewegen (Kesling 1945, 1946). In den folgenden Jahrzehnten wurde in der Literatur eine Vielzahl an ähnlichen Apparaturen beschrieben. Sie unterschieden sich im Wesentlichen durch unterschiedliche Materialien und Behandlungsmodalitäten (Djeu et al. 2005, Lindauer und Shoff 1998, McNamara et al. 1985, Nahoum 1964, Ponitz 1971, Rinchuse und Rinchuse 1997, Sheridan et al. 1994a).

2.1.1. Konzepte von thermoplastisch geformten Schienen

Das von Kesling 1945 beschriebene Prinzip der Schienentherapie wird bis heute angewendet (Barbagallo et al. 2008b, Ponitz 1971). Dabei wird zunächst die aktuelle Situation der Zahnstellung des Patienten mittels Abformung in ein Gipsmodell überführt. Anschließend werden die Zähne, die während der Therapie bewegt werden sollen, aus dem Gips-Zahnkranz herausgelöst und in kleinen Teilschritten bis zur gewünschten Endposition umgesetzt (Setup). Nach jedem Umsetzen werden die Zähne im Zahnkranz neu fixiert, eine Kopie des neuen Modells angefertigt und über dieses Modell eine Schiene tiefgezogen. Beim Einsetzen der jeweiligen Schiene im Mund des Patienten ist die tatsächliche Position der zu therapierenden Zähne jeweils eine andere als die in der Schiene eingestellte Zahnposition. Dies bedingt eine elastische Verformung der eingesetzten Schiene. Die dabei entstehenden Rückstellkräfte wirken auf die zu therapierenden Zähne und führen so zu der gewünschten Zahnbewegung (Hahn 2009).

Die in jedem Behandlungsschritt eingestellten Bewegungsstrecken betragen zwischen 0,15 mm und 0,5 mm und es wird pro Schiene eine tägliche Tragedauer von ca. 20-22 Stunden über einen Zeitraum zwei Wochen empfohlen (Barbagallo et al. 2008a/b, Boyd et al. 2000, Faltin et al. 2003, Joffe 2003).

In der Literatur werden grundsätzlich zwei Herstellungswege der Schienenserien beschrieben. Zum einen wird das Set-up manuell durchgeführt (Clear Smile[®]-System (Barbagallo et al. 2008b)), wie es bereits Kesling 1945 dargelegt hat. Zum anderen werden die Schienenserien auf Basis eines computergestützten Verfahrens mithilfe eines 3D-Datensatzes der Ist-Situation

hergestellt (Invisalign[®]-System, Align Technology, Inc., Santa Clara, California, 1998) (Boyd und Vlaskalic 2001, Boyd et al. 2000).

Für die thermoplastisch geformten Schienen werden unterschiedliche Materialzusammensetzungen genannt. Sie bestehen hauptsächlich aus Polyethylen, Polypropylen oder Polyurethan und unterschiedlichen Additiven. Die Materialstärke beträgt zwischen 0,7 mm und 1,016 mm (Boyd und Vlaskalic 2001, Faltin et al. 2003, Kwon et al. 2008, Sheridan et al. 2003, Schuster et al. 2004).

Sheridan suchte nach Möglichkeiten, das aufwendige Set-up zu umgehen und entwickelte eine thermoplastisch geformte Schiene, die geringe Zahnbewegungen mit Hilfe von „Windows and Divots“ (Sheridan et al. 1994a) ermöglicht. Die als „Windows“ bezeichneten Aussparungen in der thermoplastischen Apparatur erzeugen einen Raum, in den der gewünschte Zahn mittels eines so genannten „Divots“, einer Kunststoffausbuchtung, hervorgerufen durch einen von außen in das Schienenmaterial imprimierten Metallstift, bewegt werden kann. Der „Divot“ kann mehrfach vertieft und somit das aufwendige Set-up umgangen werden. Der Autor beschreibt eine zweite, vergleichbare Methode, bei der anstelle des Metallstiftes thermoplastische Zangen verwendet werden und der für Zahnbewegungen benötigte Raum durch vor dem Tiefziehen der Folie mit Kunststoff ausgeblockte Bereiche gewonnen wird (Sheridan et al. 2003). Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, die bei der zweiten Methode an der Schiene auftretenden Kräftesysteme genauer zu untersuchen.

2.1.2. Behandlungsmöglichkeiten mit thermoplastisch geformten Schienen

Derzeit werden thermoplastisch geformte Schienen vornehmlich bei Erwachsenen und Jugendlichen mit geringen oder moderaten Fehlstellungen als Alternative oder Ergänzung zu Multibandapparaturen eingesetzt (Boyd und Vlaskalic 2001, Clements et al. 2003). In der zahnärztlichen Literatur wird eine Vielzahl an Behandlungen moderater Fehlstellungen wie beispielsweise die Kippung oder Intrusion von Zähnen beschrieben (Armbruster et al. 2003, Brezniak 2008, Djeu et al. 2005). Ob auch eine Behandlung komplexerer Malokklusionen möglich ist, wird kontrovers diskutiert. Während einige Autoren meinen, dass diese nur in Kombination mit festsitzenden Apparaturen zu behandeln seien (Baldwin et al. 2008, Brezniak 2008, Djeu et al. 2005), propagieren andere auch für solche Fehlstellungen die Eignung thermoplastisch geformter Apparaturen (Faltin et al. 2003, Vlaskalic und Boyd 2002). Zur Klärung dieser Fragestellung bedarf es noch weiterer Untersuchungen.

Thermoplastisch geformte Schienen werden aber nicht nur für die Korrektur von Zahnfehlstellungen eingesetzt. So wird vor allem über die Verwendung als Retentionsgerät berichtet (Ponitz 1971, Sheridan et al. 1993). Andere Autoren schlagen thermoplastisch geformte Schienen für die Abdeckung von Implantaten während der Einheilphase (Moskowitz et al. 1997), als temporäre Frontzahnbrücken bei Kindern und Jugendlichen (Sheridan et al. 1994b) oder zur Demonstration der Ästhetik von Brackets und Drähten vor der definitiven Befestigung der Multibandapparatur (Sheridan 1996) vor. Klinische Studien von Sheridan (1995) zeigen, dass thermoplastisch geformte Schienen auch als Lückenhalter oder zum Abgewöhnen von Habits verwendet werden können.

2.1.3. Klinische Bewertung thermoplastisch geformter Schienen

In der Literatur werden folgende Nachteile der Schienenbehandlung angeführt: Neben der eingeschränkten Behandlungsindikation (Baldwin et al. 2008, Brezniak 2008, Djeu et al. 2005, Joffe 2003), werden unter anderem die Entwicklung eines offenen Bisses (Sheridan et al. 2001), posttherapeutische Intrusionen (Brezniak 2008) sowie eine veränderte Bissituation, die zu einer Überlastung der Kiefergelenke führen könne (Sheridan et al. 2001) genannt. Ferner wird, wie auch bei anderen orthodontischen Geräten, über das Vorkommen von Wurzelresorptionen (Barbagallo et al. 2008a) sowie über die immer wieder auftretende Problematik der mangelnden Patientenmotivation berichtet (Djeu et al. 2005, Melkos 2005). Demgegenüber werden als Vorzüge gegenüber anderen Apparaturen die bessere Ästhetik (Djeu et al. 2005), das einfache Design, die unkomplizierte Herstellung (Elsasser 1950), geringe Kosten, der Tragekomfort, reduzierte Sprachprobleme (Boyd und Vlaskalic 2001) und eine bessere Mundhygiene (Joffe 2003) angeführt.

2.2. Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen

Nach Eingliederung wirken durch die elastische Verformung der Schiene Rückstellkräfte auf die zu therapierenden Zähne. Welche Kräfte und Drehmomente durch den Schienenkörper entstehen und auf einzelne Zähne oder Zahngruppen wirken, wurde bislang noch nicht systematisch untersucht.

In der zahnärztlichen Literatur sind nur wenige Untersuchungen zur Kraftabgabe von Schienen zu finden. In zwei vergleichbaren In-Vitro-Studien wurde die Kraftabgabe von elastischen Positionern bei unterschiedlich ausgeprägter Protrusion des oberen mittleren Schneidezahns und in Abhängigkeit vom verwendeten Schienenmaterial untersucht (Rost et al. 1995, Warunek et al. 1989). Die Autoren ermittelten in ihren Versuchen, welche Kräfte

durch die Schienen auf einen ersten oberen Schneidezahn in vestibulo-oraler Richtung wirken. Barbagallo et al. (2008b) analysierten in vivo die an einer Schiene auftretenden Kräfte bei der Bukkalbewegung eines Oberkieferprämolaren zu Beginn und am Ende der Tragezeit. Mit ihren Messungen konnten Barbagallo et al. (2008b) erstmals nachweisen, dass durch die Schienen neben horizontalen Kräften auch intrusive Kräfte erzeugt werden. In einer im selben Jahr durchgeführten Studie wurde die Kraftabgabe unterschiedlicher Folientypen zur Schienenherstellung an thermoplastisch geformten, flachen Proben mittels eines 3-Punkt-Biegeversuchs bestimmt (Kwon et al. 2008).

Auch wenn die Studien vereinzelt Antworten auf die Wirkungsweise thermoplastisch geformter Schienen geben können, fehlt eine systematische Untersuchung, mit deren Hilfe die Biomechanik der Schienen beschrieben werden kann. Die vorliegende Arbeit ist Teil einer Studienserie, die die Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen erstmals systematisch untersucht hat (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009, Hahn et al. 2010, Hahn et al. 2011). Die durch die Schienen erzeugten Kräfte wurden dabei bei unterschiedlichen Bewegungsformen des ersten oberen Frontzahns sowie bei unterschiedlichen Schienenmaterialien und Folienstärken analysiert.

Ein Zahn wird etwa 15 Minuten pro Tag physiologischen Kräften durch Schluckvorgänge ausgesetzt (Schmuth 1992). Möglicherweise haben die dabei auftretenden vertikalen Kräfte einen Einfluss auf die Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen. Um dies zu untersuchen, wurden alle Schienen auch unter vertikaler Belastung mit einem Gewichtsäquivalent gemessen. Die in den Publikationen angegebenen Werte zu den beim Schlucken auftretenden Kräften variieren stark. So werden Schluckkräfte zwischen 5 N und 48 N genannt (Dos Santos und de Rijk 1993, Proffit et al. 1983). Der in der Literatur angegebene Mittelwert der Schluckkraft beträgt 30 N (Eichner 1963, Proffit et al. 1983).

2.3. Biomechanik der Zahnbewegung

Die Möglichkeit, Zähne innerhalb des Alveolarfortsatzes in verschiedene Richtungen bewegen zu können, beruht auf speziellen biologischen Zusammenhängen zwischen Desmodont und Knochen. Die gezielte Bewegung der Zähne folgt dabei allgemeinen physikalischen Gesetzen (Kubein et al. 1984).

Physikalisch kann man einen Zahn durch die Aufhängung im Parodont als einen gestützten starren Körper betrachten (Schmuth 1992). Wird die Zahnkrone mit einer orthodontischen Kraft belastet, so ist die daraus resultierende Zahnbewegung abhängig von dem Abstand des

Kraftangriffspunktes zum Widerstandszentrum. Im Schrifttum wird das Widerstandszentrum als der Punkt bezeichnet, an dem eine Einzelkraft eine Translation bewirkt (Burstone und Pryputniewicz 1980, Marcotte 1992). Die Lage des Widerstandszentrums wird durch die biologischen und anatomischen Gegebenheiten bestimmt (Kubein et al. 1984) und variiert je nach Anzahl der Wurzeln, deren Form und Größe sowie nach Zustand des Parodontiums (Christiansen und Burstone 1969, Diedrich 1990, Smith und Burstone 1984). Mit Kenntnis der Lage des Kraftvektors zum Widerstandszentrum ist die Bewegungsform des Zahnes im Raum relativ vorhersagbar.

Von dem Widerstandszentrum muss das Rotationszentrum abgegrenzt werden. Nach Smith und Burstone (1984) ist dieses definiert als jener Punkt, um den sich ein starrer Körper bei Betrachtung des Anfangs- und Endzustands scheinbar dreht. Die Lage des Rotationszentrums bestimmt die Art der Bewegung. Sie ist abhängig von dem Verhältnis Kraft zu Drehmoment (Christiansen und Burstone 1969, Pryputniewicz und Burstone 1979).

In der Praxis ist es aus anatomischen Gründen in der Regel nicht möglich, Kräfte am Widerstandszentrum eines Zahnes angreifen zu lassen. Der Kraftangriff erfolgt dementsprechend exzentrisch an der Zahnkrone und damit in einem bestimmten Abstand vom Widerstandszentrum. Das Produkt aus Kraft und senkrechtem Abstand zum Widerstandszentrum wird als Drehmoment bezeichnet (Nikolai 1975) und in Newtonmeter angegeben. Weil ein solches Drehmoment jedem exzentrischen Kraftangriff an der Zahnkrone innewohnt, wird es auch als immanentes Drehmoment bezeichnet (Kahl-Nieke 2001). Ein Drehmoment kann nicht nur durch einen exzentrischen Kraftangriff an der Zahnkrone, sondern auch durch zwei gleich große, aber entgegengesetzt gerichtete Kräfte mit parallelen Wirkungslinien hervorgerufen werden. Mathematisch errechnet sich das Drehmoment dann als Wert einer der Kräfte multipliziert mit dem Abstand der beiden Kräfte zueinander.

Nicht immer ist aber bei der orthodontischen Zahnbewegung ein immanentes Drehmoment erwünscht. Dieses kann durch ein zweites, dem immanenten entgegen wirkendes Moment, das auch als therapeutisches Drehmoment bezeichnet wird, ausgeglichen oder modifiziert werden (Kahl-Nieke 2001). In der Literatur wird das Verhältnis zwischen der Größe des therapeutischen Drehmoments und der Größe der Kraft, die den Zahn bewegen soll, als „moment to force ratio“ bezeichnet. Durch Variation des „moment to force ratio“ kann das Rotationszentrum beliebig verschoben, d. h. die Bewegung kontrolliert werden (Harzer 1998).

Grundsätzlich können drei Arten von Zahnbewegungen unterschieden werden (Smith und Burstone 1984): Die Translation, die reine Rotation und eine Kombination von beiden. Bei der Translation bewegt sich der Zahn parallel zur Krafrichtung (Abbildung 1. 1.). Dazu muss das durch den exzentrischen Kraftangriff an der Zahnkrone entstehende immanente Moment vollständig durch das therapeutische Drehmoment ausgeglichen werden. Das Verhältnis von therapeutischem Drehmoment zu angewandter Kraft beträgt hierbei 10/1 (Kahl-Nieke 2001). Die reine Rotation (Abbildung 1. 2.) setzt voraus, dass eine Bewegung des Zahnes um sein Widerstandszentrum stattfindet. Rotations- und Widerstandszentrum sind hier also identisch. Dabei bewegen sich die Krone und die Wurzel des Zahnes in unterschiedliche Richtungen. Eine reine Rotation kann durch die Anwendung eines Kräftepaars erzeugt werden. Eine Kombination von Rotation und Translation ist beispielsweise die kontrollierte Kippung (Abbildung 1. 3.). Durch den exzentrischen Kraftangriff an der Zahnkrone wird ein immanentes Drehmoment hervorgerufen, das eine Kronenbewegung in Krafrichtung und eine Wurzelbewegung in die Gegenrichtung bewirkt. Da die kippende Bewegung der Wurzel jedoch unerwünscht ist, kommt ein therapeutisches Drehmoment zur Anwendung, das kleiner ist als das immanente Moment. Das Verhältnis von therapeutischem Drehmoment und angewandter Kraft beträgt hierbei 7/1 (Kahl-Nieke 2001).

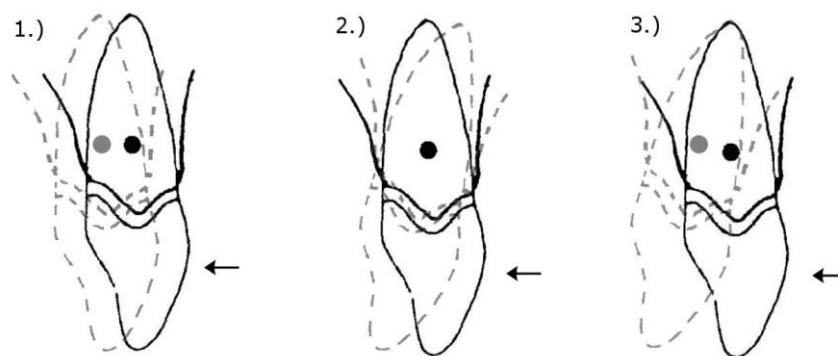


Abbildung 1 Formen der Zahnbewegung: 1.) Translation 2.) Reine Rotation 3.) Kombination von Rotation und Translation (kontrollierte Kippung). Der Pfeil gibt jeweils die Richtung der Krafeinwirkung an, der Punkt markiert das Widerstandszentrum des Zahnes. Die gestrichelte Darstellung des Zahnes ist die Position, in die sich der Zahn nach Krafeinwirkung bewegt hat.

2.4. Biologische Grundlagen der Zahnbewegung

Ein Zahn ist durch den Zahnhalteapparat im Kiefer verankert. Dieser setzt sich aus Gingiva, Wurzelzement, Desmodont und Alveolarknochen zusammen und hat neben der nutritiven und sensorischen auch gewebeformative und -reparative Aufgaben (Rateitschak und Wolf 2003). Die Struktur und Funktion der einzelnen Gewebe sind weitgehend erforscht (Schroeder 2000).

2.4.1. Die Zahnbewegung

Wirkt eine Kraft auf einen Zahn, werden im Parodontium je nach Dauer und Größe der Kraftwirkung unterschiedliche biologische Reaktionen ausgelöst.

Kurz andauernde, spontane Kräfte, welche durch die orale Muskulatur und Zähne während des Kauens oder Schluckens hervorgerufen werden, bewirken in der Regel noch keine Änderung der Zahnstellung. Verschiedene Mechanismen des Parodontiums führen zu einer Dämpfung und Verteilung der auftretenden Kräfte (Bourauel et al. 1999, Cobo et al. 1993, Körber 1962, Mühlemann und Zander 1954). Erst nach Ausschöpfung der Dämpfungsmechanismen kann eine Auslenkung des Zahnes beobachtet werden (Cattaneo et al. 2008, Natali et al. 2004, Proffit 2000). Diese ist jedoch reversibel und führt zu keiner bleibenden Änderung der Zahnstellung.

Erst länger anhaltende Kräfte führen zur orthodontischen Zahnbewegung und damit zu einer bleibenden Positionsänderung der Zähne. Die klassische Theorie über die orthodontische Zahnbewegung beruht auf der Annahme, dass bei Belastung eines Zahnes mit einer Kraft Druckzonen mit Einengung und Zugzonen mit Erweiterung des Parodontalspaltens entstehen (Oppenheim 1911, Sandsted 1904). Während in den Druckzonen Knochenresorption stattfindet, kommt es in den Zugzonen zu Knochenapposition. Die dabei ablaufenden histologischen Veränderungen wurden vielfach untersucht (Reitan 1957, Schwarz 1931). Es wird angenommen, dass auf der Druckseite als Folge einer durch die Einengung verursachten Zirkulationsstörung die Zellneubildung ab- und die Osteoklastentätigkeit zunimmt, während auf der Zugseite eine entgegen gesetzte Reaktion eintritt (Göz 1987).

Allerdings wurde die Druck-Zug-Theorie als alleinige Grundlage der Zahnbewegung zunehmend in Frage gestellt (Baumrind 1969, Grimm 1972, Mühlemann 1951, Picton 1965). Baumrind (1969) postulierte, dass durch orthodontische Kräfte nicht nur eine Deformation des Periodontalligamentes, sondern auch eine Durchbiegung des Alveolarknochens und der Zahnhartsubstanz zu beobachten sei.

Neuere Untersuchungen vereinen Aspekte beider Hypothesen. Wirkt eine Kraft auf einen Zahn, wird dieser in seiner Alveole ausgelenkt. Als Folge dessen werden bestimmte Bereiche des Parodontiums entlastet oder auf Druck oder Zug belastet. Die Belastungsänderung induziert zelluläre Reaktionen, die schlussendlich zu einem Umbau des Zahnhalteapparates führen (Signaltransduktion). Die während der orthodontischen Zahnbewegung ablaufenden physikalischen, biochemischen und biologischen Prozesse sind in der Literatur detailliert beschrieben worden (Henneman et al. 2008, Krishnan und Davidovitch 2006, Masella und Meister 2006).

2.4.2. Die zur orthodontischen Zahnbewegung eingesetzte ideale Kraft

Die Größe der zur orthodontischen Zahnbewegung eingesetzten Kräfte ist ein langjährig diskutiertes Thema in der zahnärztlichen Literatur. Mehrheitlich wird die Ansicht vertreten, zur Vermeidung von biologischen Schäden die Anwendung geringer Kräfte vorzuziehen (Farrar 1876, Oppenheim 1942, Reitan 1967, Schwarz 1931). Andere Autoren rücken eher das Ausmaß der Zahnbewegung in den Blickpunkt und fordern größere orthodontische Kräfte (Andreasen und Zwanziger 1980, Hixon et al. 1970, Storey und Smith 1952). Die heute herrschende Ansicht bezeichnet eine orthodontische Kraft als ideal, wenn diese in der Lage ist, eine maximale Zahnbewegung mit minimalem Gewebeschaden und einem Maximum an Patientenkomfort zu induzieren (Ren et al. 2003). Dabei variiere die ideale Kraftgröße für jedes Individuum und jeden Zahntyp (Proffit 2000, Ren et al. 2003). Proffit (2000) gibt ungefähre Kraftbereiche für unterschiedliche Zahnbewegungen an. Er empfiehlt beispielsweise für die unkontrollierte Kippung eine Kraftgröße zwischen 0,35 N und 0,6 N und für die Intrusion zwischen 0,1 N und 0,2 N.

Neben der Größe sind auch die Dauer und z. B. die Frequenz der orthodontischen Kraft vielfach untersucht worden. Im Schrifttum werden intermittierende, unterbrochene und kontinuierliche Kräfte unterschieden (Proffit 2000). Eine kontinuierlich wirkende Kraft ist dadurch charakterisiert, dass sie zwischen den Aktivierungen, nicht bis auf den Nullpunkt abfällt (im Gegensatz zur unterbrochenen Kraft). Kontinuierliche und unterbrochene Kräfte können durch festsitzende Geräte erzielt werden. Wird ein Behandlungsgerät zeitweilig entfernt - dies trifft beispielsweise auf herausnehmbare Apparaturen zu - spricht Proffit von einer intermittierenden Kraft.

Zur Frage der optimalen Kraftdauer finden sich in der Literatur unterschiedliche theoretische Ansätze. Schwarz (1932b) vertrat die Ansicht, kontinuierliche Kräfte seien für orthodontische Zahnbewegungen günstiger, da diese das Risiko von Wurzelresorptionen reduzieren würden. Dem schlossen sich auch andere Autoren an (Kwon et al. 2008, Proffit 2000). Dagegen bezeichnete Häupl (1938), als Vertreter der Funktionskieferorthopädie, kontinuierliche Kräfte als ungeeignet einen kieferorthopädischen Gewebeumbau zu induzieren. Auch Maltha et al. (2004) fanden bei der Anwendung kontinuierlicher Kräfte häufiger unerwünschte Nebenwirkungen wie z. B. apikale Wurzelresorptionen.

In der Literatur wird immer wieder über Schädigungen von Wurzeln bzw. Parodontien als Folge von orthodontischen Zahnbewegungen berichtet. Während einige Autoren biologische Faktoren (wie beispielsweise das Alter oder eine genetische Prädisposition) als begünstigende

Faktoren von Wurzelresorptionen anführen (Faltin et al. 1998, Levander und Malmgren 1988, Stenvik und Mjör 1970, Wickwire et al. 1974), nennen andere mechanische Faktoren (z. B. zu große Kräfte) (Apajalahti und Peltola 2007, Beck und Harris 1994, Harris et al. 2006, Hohmann et al. 2007, Maltha et al. 1995). Möglicherweise entstehen Wurzelresorptionen aber auch erst durch das Zusammenwirken multipler Faktoren (Owman-Moll und Kurol 2000). Zudem wurden große interindividuelle Unterschiede in Ausmaß und Lokalisation gefunden (Maltha et al. 1993, Owman-Moll et al. 1996).

3. Fragestellung

In der zahnärztlichen Literatur ist eine Vielzahl an klinischen Fallvorstellungen zur Behandlung von Zahnfehlstellungen mittels thermoplastisch geformter Schienen beschrieben worden. Die dabei durch die Schiene erzeugten Kräfte wurden jedoch bis dato nur unzureichend betrachtet. In der vorliegenden Arbeit werden die Kräftesysteme an einem von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten Schientyp untersucht. Bei dieser Methode wird die Zahnbewegung durch in die Schiene eingearbeitete, kleine Druckpunkte (sog. Bumps) durchgeführt. Die Herstellung der Bumps erfolgte mittels speziell für diesen Schientyp angebotenen Zangen. Für die vorliegende Arbeit wurden exemplarisch zwei unterschiedliche Bumpzangen verwendet, die sich u. a. in der Breite des Zangenkopfes unterscheiden. Die gewünschte Bumptiefe konnte mittels einer Madenschraube zwischen den beiden Zangengriffen eingestellt werden. Die durch die Schiene erzeugten Kräfte wurden an einem oberen mittleren Frontzahn untersucht, da dieser ein mit Schienen gut und aus ästhetischen Gründen häufig zu bewegender Zahn ist (Hahn 2009). Dabei wurde der Frontzahn einmal nach palatinal und einmal nach vestibulär gekippt, was unterschiedliche Bumppositionen impliziert. Die Ziele der vorliegenden Arbeit definieren sich wie folgt:

1. Analyse der durch die Bumps induzierten Kraftsysteme.
2. Ermittlung der bei der Kippung des Zahnes 11 auftretenden Kräfte in Abhängigkeit unterschiedlicher Bumptiefen.
3. Ermittlung der bei der Kippung des Zahnes 11 auftretenden Kräfte in Abhängigkeit unterschiedlicher Bumppositionen.
4. Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Bumpzangen auf die auftretenden Kräfte.
5. Ermittlung des Einflusses der Verwendung eines Gewichts zur Simulation des Schluckvorgangs auf die auftretenden Kräfte.

4. Material und Methode

In dem nachstehenden Kapitel werden zunächst der Aufbau der Messapparatur sowie der in der vorliegenden Arbeit verwendete Sensor und im Anschluss daran die vorbereitenden Maßnahmen von der Herstellung der Messapparatur bis zur Messung der Schienen dargestellt.

4.1. Aufbau der Messapparatur

Für die vorliegende Studie wurde eine modulare Messapparatur entwickelt, die wie folgt aufgebaut war (Abbildung 2): In einer Kunststoffschale befand sich das Untersuchungsmodell, auf welchem die thermoplastischen Schienen zur Messung der auftretenden Kräfte aufgesetzt wurden. Das Modell entsprach einem idealisierten Zahnbogen eines männlichen vollbezahnten Probanden im Alter von ca. 15 Jahren (Frasaco GmbH, Tettang, Deutschland). Die Kunststoffschale wurde von einem Metallrahmen aus Hartaluminium aufgenommen und konnte in diesem reversibel in immer gleicher Position mithilfe einer Klemmschraube arretiert werden. Der Metallrahmen war über vier Rundstäbe mit einer Bodenplatte verbunden. Auf dieser war ein Grundgestell mit einem Drehtisch DT 130 (OWIS GmbH, Staufen, Germany) befestigt. Auf dem Drehtisch befand sich eine Metallplatte, auf welcher ein Nano 17 Sensor (ATI Industrial Automation, Apex, USA) durch Verschraubung und Verzapfung ortsgenau reversibel fixiert war. An dem Sensor konnte durch eine Klemmvorrichtung der Messzahn 11 montiert werden.

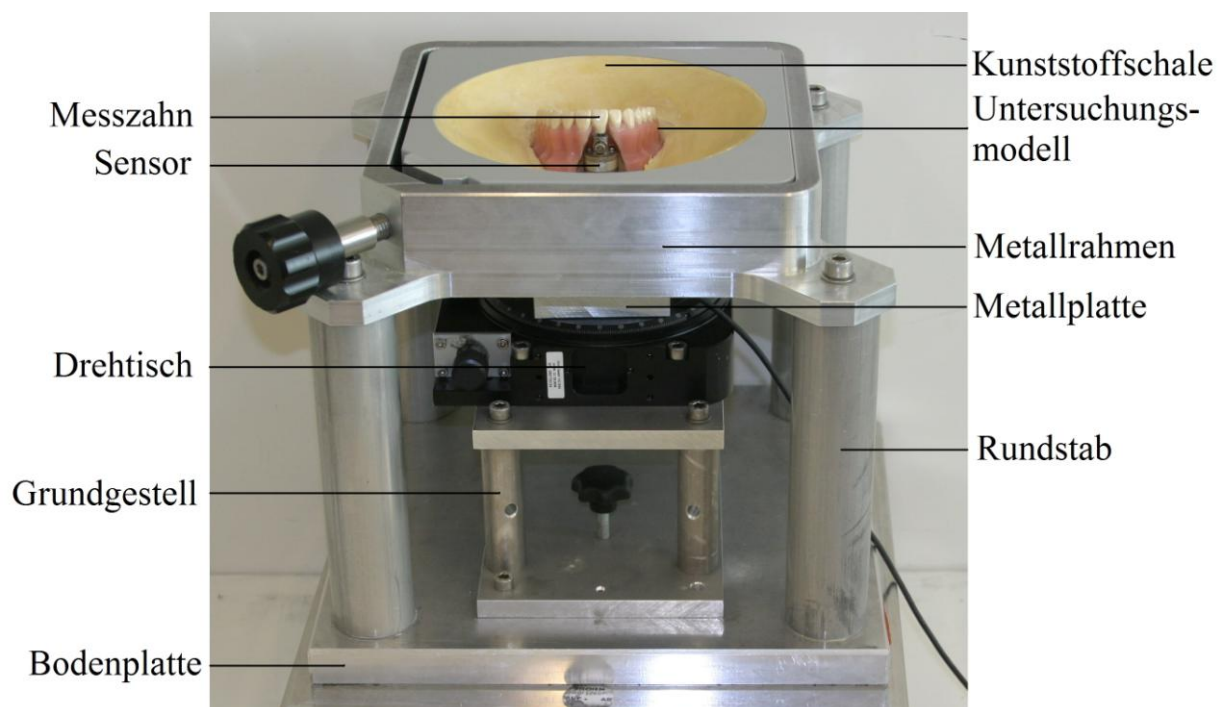


Abbildung 2 Aufbau der modularen Messapparatur (modifiziert nach Hahn 2009, S. 9)

4.2. Kraftmessung mittels Sensor

Zur Messung der an den Schienen auftretenden Kräfte und Drehmomente wurde ein Nano 17 Sensor (ATI Industrial Automation, Apex, USA) verwendet, dessen Messsystem auf der Grundlage von Dehnungsmessstreifen basiert und eine gleichzeitige Erfassung der Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumrichtungen ermöglicht (F_x , F_y , F_z , T_x , T_y , T_z) (Abbildung 3). Der Sensor ist ein monolithischer Messkörper mit drei Messsträngen im Winkel von 120° zueinander. Jeder dieser Messstränge besitzt zwei Halbleiter-Dehnungsmessbrücken zur Erfassung der Verformung im Mikrometerbereich. Die Dehnungsmessstreifen (DMS) des Sensors messen die durch die aufgebrachten Lasten entstehenden Spannungen. Diese werden durch das Verstärkerboard in ein für die Datenerfassungskarte verwendbares Signal umgewandelt. Die Datenerfassungskarte kann die analogen in digitale Signale übersetzen. Bestandteile neben dem eigentlichen Sensor sind also das Sensorkabel, ein Computerverbindungskabel und eine Spannungsversorgungsbox mit integriertem Verstärkerboard.

Der Sensor arbeitet bei einer Umgebungstemperatur von 0° bis 70°C und ist bei 22°C kalibriert. Bei dieser Temperatur besitzt er laut Hersteller eine Messgenauigkeit $<1\%$ vom Messbereichsendwert. Der optimale Messbereich beträgt für F_x und F_y $\pm 12\text{ N}$ und für F_z $\pm 17\text{ N}$, für T_x , T_y und T_z $\pm 120\text{ Nmm}$. Der Sensor weist für F_x und F_y eine Überlastungssicherheit von $\pm 350\text{ N}$ und für F_z von $\pm 800\text{ N}$ auf. Die Auflösung beträgt für Kräfte $\pm 1/1280\text{ N}$ und für Drehmomente $\pm 1/256\text{ Nmm}$.¹

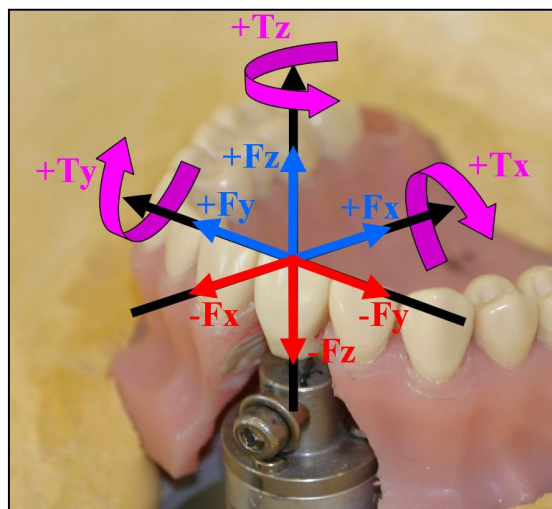


Abbildung 3 Wirkungsrichtung der gemessenen Kräfte und Drehmomente. Die negativen Drehmomente laufen gegenläufig zu den eingezeichneten positiven Drehmomenten (violette Pfeile) (aus: Hahn 2009, S. 12)

¹Weitere Informationen unter: http://www.schunk.com/schunk_files/attachments/FT-Nano_17_DE.pdf

4.3. Vorbereitende Maßnahmen

Bis die Messungen an den thermoplastisch geformten Schienen mittels der Messapparatur durchgeführt werden konnten, mussten folgende vorbereitende Schritte ausgeführt werden:

4.3.1. Herstellung des Messzahnes

Für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Versuche wurde der Zahn 11 eines Frasacomodells (Frasaco GmbH, Tettngang, Deutschland) als Messzahn verwendet. Damit dieser für die Messungen genutzt werden konnte, musste er zunächst modifiziert werden. Vorab wurde zur eindeutigen Repositionierung des Zahnes 11 ein Gipsschlüssel mit Dentalgips der Klasse IV (GC Fujirock[®] EP, GC GERMANY GmbH, München, Deutschland) an dem vollständigen, d. h. noch nicht veränderten Frasacomodell hergestellt (Abbildung 4).



Abbildung 4 Gipsschlüssel zur Positionierung des Messzahnes

Nun konnte der Zahn 11 aus der Modelbasis geschraubt werden. Damit die Bewegungsfreiheit des Zahnes während der Versuche nicht beeinträchtigt wurde, wurde der den Zahn umgebende Bereich der Modellbasis mit einer Fräse herausgetrennt (Abbildung 5).



Abbildung 5 Um den Messzahn herausgefräste Modellbasis

Anschließend wurde der Sensor mit dem Zahn verbunden. Hierfür musste der Wurzelanteil des Kunststoffzahnes durch einen Metallstift ersetzt werden. Mit Hilfe des Metallstifts konnte der Zahn dann während der Versuche in der Klemmvorrichtung des Sensors befestigt werden. Im Einzelnen wurde wie folgt vorgegangen: Zunächst wurde die Wurzel des Messzahnes bis 1 mm unterhalb der vestibulären Schmelzzementgrenze reduziert (Abbildung 8). Nun konnte die Normbohrung für die Aufnahme des Metallstifts vorgenommen werden. Von großer Bedeutung war dabei die korrekte dreidimensionale Ausrichtung der Bohrung. Zur Bestimmung der Mittelpunkte der Inzisalkante und der gekürzten Wurzel wurden beide zunächst optisch vermessen (PeakTM Zoomlupe 816, YAM POK (H. K.) Technology Limited, Hongkong, China). Nun wurden die Mittelpunkte mit einem feinen Diamantbohrer (Diamant H 001 005, Dr. Hopf GmbH, Langenhagen, Deutschland) markiert. Die anschließende Ausrichtung des gekürzten Zahnes für die Normbohrung wurde in einem eigens hergestellten Zentrierungsapparat durchgeführt. Der Zentrierungsapparat bestand aus zwei Halbschalen (Abbildung 6), die verschraubt eine zylindrische Hohlform ergaben. Im Zentrum des Zylinders konnte der Zahn mittels an der Hohlform verstellbarer Zentrierungsspitzen reproduzierbar positioniert werden.

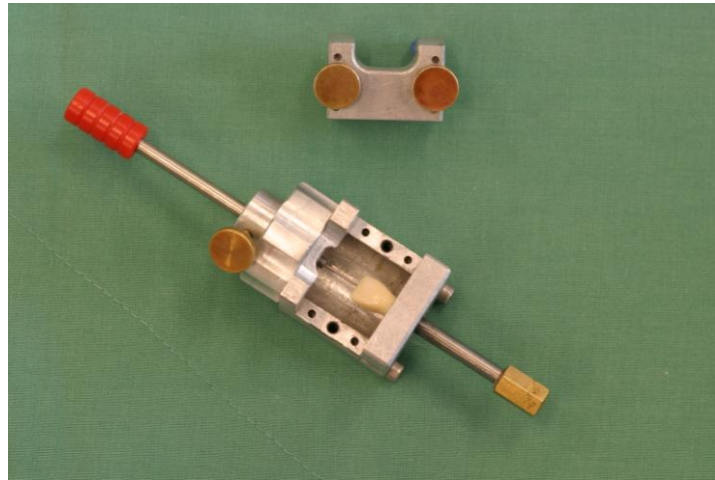


Abbildung 6 Zentrierungsapparatur mit eingespanntem Messzahn
(aus: Engelke 2010, S. 11)

Nun wurden die Halbschalen miteinander verschraubt und der sich in der Hohlform befindende Zahn mit Dentalgips (GC Fujirock[®] EP, GC GERMANY GmbH, München, Deutschland) eingegossen. Nach Aushärtung der Gipsform konnte diese entnommen und achsenzentriert durch ein Dreibackenfutter in eine Präzisionsdrehbank (Condor, Weiler Werkzeugmaschinen, Emskirchen, Deutschland) eingeschraubt werden (Abbildung 7). Die Normbohrung wurde mit einem HSS-Spiralbohrer (\varnothing 2,5 mm) vorgenommen. Anschließend wurde der Schaft des verwendeten Spiralbohrers verdrehsicher mit Kunststoff (Weitur[®] Press, Johannes Weithas Dental-Kunststoffe, Lütjenburg, Deutschland) in die Bohrung eingeklebt.



Abbildung 7 Anlegen der Normbohrung an der Unterseite des im Gips fixierten Messzahnes (aus: Engelke 2010, S. 12)

Danach wurde der Schaft soweit gekürzt, bis der Zahn gerade nicht das Klemmfutter des Sensors berührte, gleichzeitig aber ein möglichst kurzer Hebelarm entstand. Die Länge von

dem nun hergestellten Messzahn - bestehend aus Schaft und Frascozahn - ergab zusammen 24,4 mm (Abbildung 8).



Abbildung 8 Messzahn, bestehend aus gekürztem Frascozahn 11 und dem Schaft des gekürzten Spiralbohrers

4.3.2. Herstellung der Messschale

Im Anschluss an die Herstellung des Messzahnes erfolgte die Herstellung der Messschale. Dazu wurde das Untersuchungsmodell in der Kunststoffschale positioniert und diese in dem dafür vorgesehenen Metallrahmen festgestellt. Nun wurde in die Kunststoffschale ein Loch gebohrt, um eine Verbindung des Messzahnes mit dem Sensor und dem Frascozahnmodell zu ermöglichen. Jetzt konnte der Messzahn mit Hilfe des anfangs angefertigten Gipschlüssels und Hartklebewachs (Deiberit 502, Siladent Dr.Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) in seiner Ursprungsposition befestigt und das Modell in der nun bestimmten Position mit Superhartgips (GC Fujirock[®] EP, GC GERMANY GmbH, München, Deutschland) in der Kunststoffschale eingegipst werden.

4.3.3. Herstellung der Modelle zur Fertigung der Tiefziehschienen

Nun wurden die Modelle zur Fertigung der Schienen hergestellt. Dazu musste das Untersuchungsmodell in ein Gipsmodell überführt, dieses dubliert und modifiziert werden. Im Anschluss daran konnten dann die Tiefziehschienen gefertigt werden. Der Herstellungsprozess ist schematisch in Abbildung 9 dargestellt.

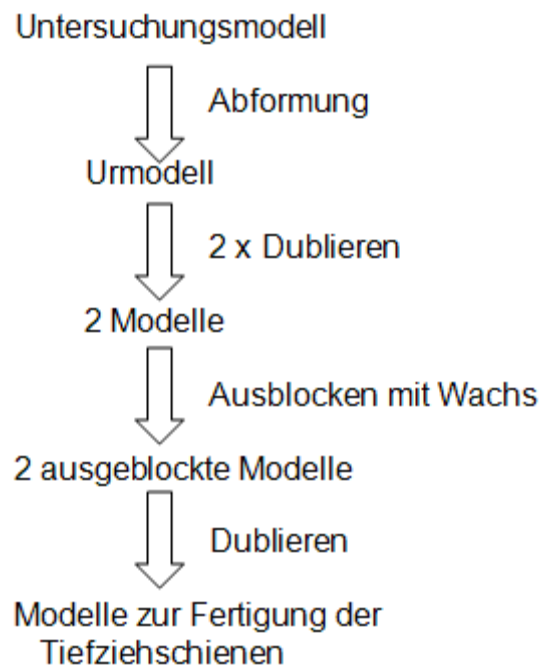


Abbildung 9 Herstellungsprozess der Modelle zur Fertigung der Tiefziehschienen

4.3.3.1. Herstellung des Urmodells

Zunächst wurde am Untersuchungsmodell der Gingivaverlauf des Zahnes 11 mit Modellierwachs rekonstruiert, um unter sich gehende Bereiche während der Abformung zu vermeiden und eine fortlaufende Referenzlinie für die Herstellung der Schienen zu erhalten. Nach korrekter Ausrichtung des Messzahnes mit Hilfe des Gipsschlüssels (Abbildung 4) wurde das Modell mit Hilfe eines Rim-Lock-Löffels mit Alginat (Tetrachrom, Kanidenta, Herford, Deutschland) abgeformt. Die Alginatanmischung erfolgte maschinell (Anmischgerät der Firma Hauschild & Co. GmbH, Döbeln, Deutschland). Anschließend wurde der Abdruck mit Dentalgips (Dentalgips der Klasse IV, GC Fujirock[®] EP, GC GERMANY GmbH, München, Deutschland) ausgegossen. Nachdem das Gipsmodell ausgehärtet war, wurde es auf 9-10 mm unterhalb der gingivalen Grenze parallel zur Okklusionsebene getrimmt (Sheridan et al. 2003). Dabei sollte eine Modellhöhe von 2 cm - zur Vermeidung von Fehlern bei der Herstellung der Tiefziehschienen (Sheridan et al. 2003) - nicht überschritten werden. Anschließend wurde das Modell zirkulär beschliffen, um unter sich gehende Bereiche zu entfernen.

4.3.3.2. Herstellung der Modelle

Das Urmodell wurde mit Adisil[®] blau 9:1 (SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) dubliert. Die Dublierform wurde zur Entspannung der Silikonoberfläche mit Waxit[®] (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Deutschland) benetzt und anschließend zweimal mit Dentalgips der Klasse IV (GC Fujirock[®] EP, GC GERMANY GmbH, München, Deutschland) entsprechend den Herstellerangaben ausgegossen.

4.3.3.3. Ausblocken der Modelle mit Wachs

Sheridan et al. (2003) beschreiben zwei Möglichkeiten, wie der zur Zahnbewegung benötigte Raum gewonnen werden könne (s. 2.1.1. Konzepte von thermoplastisch geformten Schienen). Die Autoren bezeichnen beide Verfahren - das Ausblocken der Modelle und in die Schiene geschnittene Fenster - in der klinischen Anwendung als gleichwertig. In der vorliegenden Arbeit haben wir uns aus Gründen der Reproduzierbarkeit für die Methode des Ausblockens der Modelle entschieden.

Bei dieser Methode wird grundsätzlich immer der Bereich ausgeblockt, in welchem die Zahnbewegung in vivo bis zur gewünschten Endposition stattfinden soll. Demnach wurde der zu untersuchende Zahn 11 bei dem einen Modell palatinal (Abbildung 10) und bei dem anderen vestibulär mit Wachs ausgeblockt. Dabei wurde das Wachs auch dünn auf die okklusale Fläche des Zahnes ausgedehnt, um die spätere Zahnbewegung nicht durch Schleifen der Inzisalkante entlang der Schiene zu behindern und somit die Messergebnisse zu verfälschen.



Abbildung 10 Palatinal ausgeblockter Bereich des Zahnes 11

4.3.3.4. Herstellung der eigentlichen Modelle zur Fertigung der Tiefziehschienen

Die beiden mit Wachs ausgeblockten Modelle wurden mit Adisil[®] blau 9:1 (SILADENT Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) dubliert. Damit war es möglich eine beliebige Anzahl an identischen Gipsmodellen zur Herstellung der Tiefziehschienen zu fertigen. Beide Dublierformen wurden mit Waxit[®] (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Deutschland) oberflächenentspannt und jeweils zehn mal mit Dentalgips der Klasse IV (GC Fujirock[®] EP, GC GERMANY GmbH, München, Deutschland) ausgegossen.

4.3.3.5. Herstellung der Schablonen zur Übertragung der Schienenlänge

In der Literatur wird eine ideale Schienenausdehnung von 2-3 mm labial und palatinal bzw. lingual des Gingivarandes genannt (Wood o. J.). Mit 2,5 mm Schienenlänge unterhalb des Gingivarandes wurde in der vorliegenden Arbeit der Mittelwert der empfohlenen Werte verwendet. Um immer gleich lange Schienen zu erzeugen, wurden Schablonen aus Silaplast[®] (Detax, Ettlingen, Deutschland) angefertigt (Abbildung 11). Der Gingivaverlauf wurde jeweils 2,5 mm nach apikal versetzt auf den Modellen eingezeichnet und die markierten Modelle mit Silaplast abgeformt. Die Schablonen wurden entsprechend den - während der Abformung auf den Abdruck übertragenen - Markierungen gekürzt. Folglich konnte der neue Gingivaverlauf mit Hilfe der Schablonen beliebig oft auf weitere Modelle übertragen werden.



Abbildung 11 Schablone zur Übertragung der Schienenlänge

4.3.4. Herstellung der Tiefziehschienen

Die mittels Dublierform erstellten Gipsmodelle wurden von der Unterseite zur Entfernung überstehender Gipsränder leicht getrimmt und der um 2,5 mm nach apikal versetzte

Gingivaverlauf an den Modellen mittels der Übertragungsschablone eingezeichnet. Für die Tiefziehschienen wurde das Material Ideal Clear[®] (Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland) mit einer Stärke von 1,0 mm verwendet. Dieses ist ein thermoplastischer Polyester aus überwiegend modifiziertem Polyethylenterephthalat (PET). Die Ideal Clear[®]-Folien wurden mit einer Vakuumaschine (Modellnr. 202, Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland) tiefgezogen. Nach dem Tiefziehen wurden die Schienen mit Kühl-Spray besprüht (Endo-Ice, Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland). Während eine langsamere Abkühlung zu einer geringfügigen Deformation der Schienen führt, ermöglicht eine sofortige Abkühlung eine bessere Adaption an das Modell (Armbruster et al. 2003). Nach vollständiger Beendigung des Abkühlungsprozesses wurden die Schienen von den Modellen genommen, den Markierungen entsprechend in ihrer Länge gekürzt und mit einem HSS Spiralbohrer und Lisko-S Polierscheiben (Erkodent[®] Erich Kopp GmbH, Pfalzgreifenweiler, Deutschland) ausgearbeitet.

4.4. Krafterzeugung durch Bumps

Für die Bumperzeugung wurden spezielle Zangen nach Hilliard (Hilliard und Sheridan 2000, Sheridan et al. 2003) der Firma Dentsply GAC (Gräfelfing, Deutschland) verwendet. Der Hersteller bietet 11 unterschiedliche Zangen für thermoplastisch geformte Schienen an. Zur Bewegung von Oberkieferzähnen wird die Thermoforming Zange OK groß (Ref. ODG 327/82529, Pat Pend 02-39, Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland) oder OK klein (Ref. ODG 327/82520, Pat Pend 05-13, Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland) empfohlen. Die beiden Zangen unterscheiden sich u. a. durch eine unterschiedliche Breite der Zangenköpfe (Abbildung 12).



Abbildung 12 Bumpzange mit dünner (links) und dicker Wirkstelle (rechts)

In der vorliegenden Arbeit wurde der erste maxilläre Inzisivus bewegt. Ziel der vorliegenden Studie war es u. a. zu untersuchen, ob die mit der Schiene erzeugten Kräfte sich unterscheiden, wenn der Bump mit der Bumpzange OK groß oder OK klein hergestellt wird. Im Folgenden werden die beiden Zangen als „dicke“ und „dünne“ Bumpzange bezeichnet. Die Bumps können in ihrer Tiefe variiert und je nach gewünschter Zahnbewegung beliebig positioniert werden. Aufgabe der vorliegenden Studie war es, die an der Schiene auftretenden Kräfte an dem Zahn 11 bei der Kippung nach palatinal und vestibulär zu untersuchen. Der Bump wurde daher jeweils zentral auf die gegenüberliegende Seite des ausgeblockten Bereiches des Zahnes 11 positioniert, d. h. bei der Kippung nach palatinal befand sich der Bump zentral auf der vestibulären Seite und bei der Kippung nach vestibulär entsprechend zentral auf der palatinalen Seite. Die gewünschte Bumptiefe konnte mittels einer Madenschraube zwischen den beiden Zangengriffen eingestellt werden. Zum Verstellen der Schraube wurde ein Inbusschlüssel verwendet. Die Schraube durchquerte einen Zangengriff vollständig und hielt den anderen Zangengriff mit dem überschießenden Teil auf Abstand. Je weiter die Madenschraube also durch den einen Zangengriff hindurchgedreht wurde, desto weniger weit konnten die Wirkstellen der Zange zusammengeführt werden und desto kleiner wurden daher die erzeugten Bumps. Um die Tiefe der Madenschraube reproduzierbar variieren zu können, wurde ein modifizierter Inbusschlüssel verwendet. Dieser war zentral in einer mit einem Winkelmesser versehenen Kunststoffscheibe befestigt (Abbildung 13).

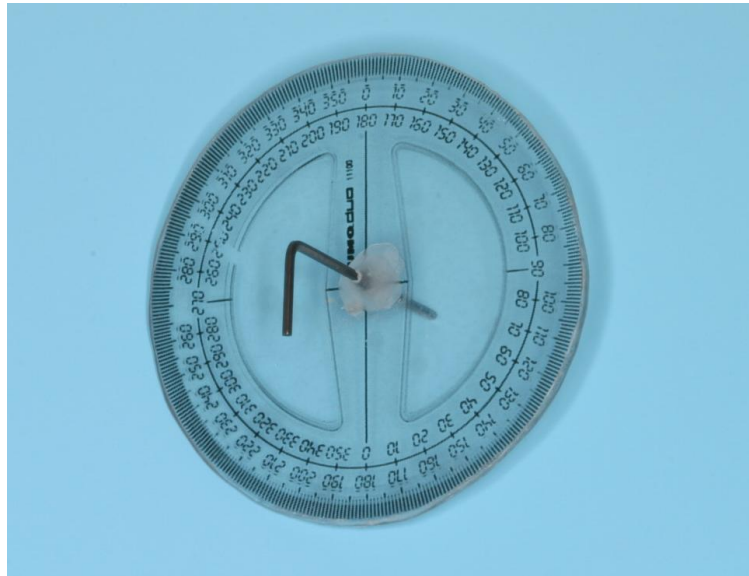


Abbildung 13 Modifizierter Inbusschlüssel zur Einstellung der Bumptiefe

Durch Drehen des Inbusschlüssels um eine bestimmte Gradzahl konnte die Tiefe der Madenschraube zwischen den Zangengriffen reproduzierbar eingestellt werden. Dies entsprach dann einer bestimmten Bumptiefe. In den vorliegenden Versuchen wurden die auftretenden Kräfte bei Bumptiefen von 15° , 30° , 45° , 60° , 75° , 90° , 105° , 120° , 135° und 150° gemessen. Für die weitere Auswertung wurden die Messwerte für die Bumptiefen von 30° , 60° und 90° herangezogen.

Bei der Bumperzeugung wurde wie folgt vorgegangen: Zunächst wurde der Punkt auf der Schiene markiert, an der der Bump gesetzt werden sollte. Dazu wurde die vestibuläre oder palatinale Fläche - je nach gewünschter Bewegung (s. o.) - des Zahnes 11 auf dem Modell sowohl in der Vertikalen als auch in der Transversalen vermessen und die jeweiligen Mittelpunkte bestimmt. Der auf dem Modell eingezeichnete Punkt wurde anschließend auf die Schiene übertragen. Nun wurde vor der Bumperzeugung die Zange genullt. Dazu wurden die Wirkstellen der Zange an der für den Bump markierten Stelle platziert und die Länge der Madenschraube zwischen den beiden Zangengriffen so eingestellt, dass der Abstand der Wirkstellen der Dicke der Folie an dem markierten Punkt entsprach. Anschließend wurde die Bumpzange über einer kleinen Flamme erhitzt und die Temperatur des Zangenkopfes mittels eines speziellen Thermometers (Hakko Thermometer, Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland, Ref. IS25-001-00) kontrolliert. Erreichte der Zangenkopf eine Temperatur von 85° Celsius, wurde dieser von der Flamme entfernt, an dem markierten Punkt auf der Folie platziert und die Zange bis zum Anschlag der Madenschraube auf dem Zangengriff zusammengedrückt. Nach etwa einer Minute wurde die Zange entfernt. Abschließend wurde

der Bump mit einer kalibrierten Schieblehre mit 1/10 Messgenauigkeit in seiner Tiefe vermessen.

In Tabelle 1 ist dargestellt, wie die Bumptiefen in Grad mit den Bumptiefen in Millimetern in Abhängigkeit von der jeweiligen Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.), Bumpzange (dicke/dünne Bumpzange) und Gradzahl (30°, 60° und 90°) korrelieren.

	Schiene 1	Schiene 2	Schiene 3	Schiene 4	Schiene 5
Kipp. pal., di. B., 30°	0,04 mm	0,03 mm	0,02 mm	0,03 mm	0,02 mm
Kipp. pal., di. B., 60°	0,07 mm	0,07 mm	0,06 mm	0,06 mm	0,05 mm
Kipp. pal., di. B., 90°	0,1 mm	0,1 mm	0,09 mm	0,1 mm	0,09 mm
Kipp. pal., d. B., 30°	0,02 mm	0,03 mm	0,02 mm	0,02 mm	0,02 mm
Kipp. pal., d. B., 60°	0,07 mm	0,08 mm	0,06 mm	0,06 mm	0,05 mm
Kipp. pal., d. B., 90°	0,12 mm	0,12 mm	0,1 mm	0,12 mm	0,1 mm
Kipp. vest., di. B., 30°	0,05 mm	0,06 mm	0,05 mm	0,05 mm	0,06 mm
Kipp. vest., di. B., 60°	0,11 mm	0,1 mm	0,1 mm	0,09 mm	0,1 mm
Kipp. vest., di. B., 90°	0,15 mm	0,14 mm	0,14 mm	0,14 mm	0,14 mm
Kipp. vest., d. B., 30°	0,04 mm	0,05 mm	0,04 mm	0,04 mm	0,05 mm
Kipp. vest., d. B., 60°	0,08 mm	0,09 mm	0,09 mm	0,09 mm	0,1 mm
Kipp. vest., d. B., 90°	0,13 mm	0,15 mm	0,13 mm	0,13 mm	0,16 mm

Tabelle 1 Verhältnis der Bumptiefen in Millimetern [mm] zu den Bumptiefen in Grad [°] je nach Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.), Bumpzange (di. B.= dicke Bumpzange, d. B.= dünne Bumpzange) und Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

4.5. Messung

Nachdem der Messapparat vollständig aufgebaut, der Messzahn mittels Gipsschlüssel positioniert, mit dem Sensor verbunden und der Bump erzeugt worden war, konnten die eigentlichen Messungen beginnen.

Dazu wurde zunächst zur graphischen und numerischen Darstellung der Kräfte und Drehmomente die DAQ F/T-Software (ATI Industrial Automation, Apex, NC; USA) auf dem PC gestartet. Anschließend wurde jede Schiene vor der Messung an der für den Bump markierten Stelle mit einer modifizierten Schieblehre in ihrer Dicke vermessen. Nun konnte der Bump erzeugt werden. Vor dem Aufsetzen der Schiene auf das Untersuchungsmodell wurde diese mit zwei Sprühstößen künstlichem Speichel (Universitätsklinikumsapotheke, Göttingen, Deutschland) benetzt.

Die Kräfte und Drehmomente jeder Messung wurden über die DAQ F/T-Software fünfmal aufgezeichnet.

4.6. Messung der Schienen mit Gewicht

In der vorliegenden Arbeit wurde der Frage nachgegangen, inwieweit die beim Schlucken auftretenden vertikalen Kräfte einen Einfluss auf die Kraftabgabe der thermoplastisch geformten Schienen haben. Dazu wurden die Schienen auch unter vertikaler Belastung mit einem Gewichtsäquivalent gemessen. Für die Versuche wurde ein Gewicht von 30 N (3 Kg) verwendet, welches dem in der Literatur angegebenen Mittelwert der Schluckkraft entspricht (Eichner 1963, Proffit et al. 1983). Ein Silikonschlüssel aus dem Material Picodent[®] twinduo (Picodent[®] Dental-Produktions- und Vertriebs-GmbH, Wipperfürth, Deutschland) diente der korrekten Positionierung des Gewichts auf der zu messenden Schiene (Abbildung 14).

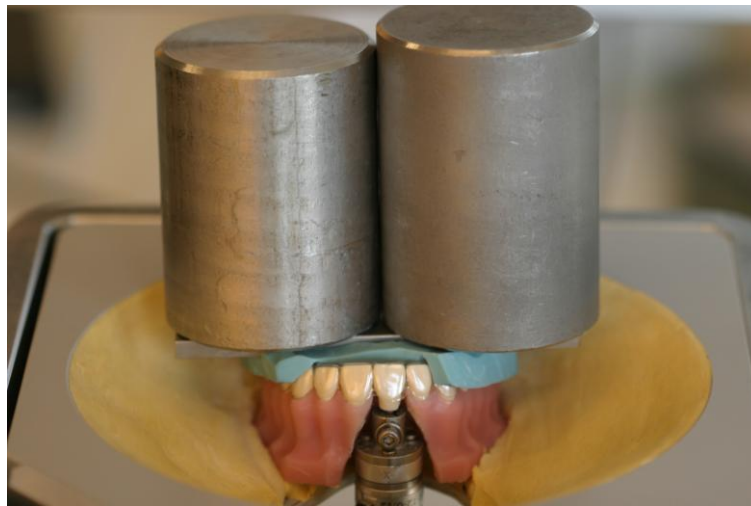


Abbildung 14 Auf die zu messende Schiene aufgelegtes Gewicht

Nun konnte mit den eigentlichen Messungen begonnen werden. Hier wurde im Einzelnen wie folgt vorgegangen:

- Nullung der Kräfte und Drehmomente mittels der DAQ F/T-Software und Aufzeichnung der Leermessung
- Messung der Kräfte nach Aufsetzen der Schiene auf das Untersuchungsmodell
- Messung der Kräfte nach Auflegen des Gewichts auf die Schiene
- Entfernen des Gewichts und Kalibrierung der Messapparatur mit aufgesetzter Schiene
- Entfernen der Schiene von der Messapparatur
- Justierung der thermoplastischen Zange auf die zuvor ermittelte Foliendicke an der Position des späteren Bumps (Nullposition der Zange)

- Messen der Dicke der Schiene an der Position des späteren Bumps
- Einstellen der Zange mit einem Inbusschlüssel auf 30°
- Erwärmung der Zange auf 85° C und Kontrolle der Temperatur mittels Thermometer
- Eindrücken der Zange in die Schiene an der für den Bump markierten Position
- Messen der Bumptiefe mittels kalibrierter Schieblehre
- Aufsetzen der Schiene auf das Frasacomodell und Messung der Kräfte zunächst ohne und dann mit Gewicht
- Entfernen der Schiene
- Einstellen der Zange mit einem Inbusschlüssel auf 60°
- Erwärmung der Zange auf 85° C
- Eindrücken der Zange in den bereits bestehenden Bump
- usw.

Der skizzierte Vorgang wurde für die Bumpiefen von 30°, 60° und 90° mit ein und derselben Schiene durchgeführt. Auf diese Weise wurden die auftretenden Kräfte bei der Kippung nach vestibulär und palatinal an jeweils zehn Schienen gemessen. Bei fünf dieser zehn Schienen erfolgte die Erzeugung der Bumps mit der dicken und bei den anderen fünf mit der dünnen Bumpzange.

4.7. Statistische Methode

Zur statistischen Auswertung der auftretenden Kräfte F_x (horizontale Kraftkomponente) und F_z (intrusive Kraftkomponente) wurde eine mehrfaktorielle univariate Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Auf Grund der Größe des Stichprobenumfangs wurde hierbei eine Compound-Symmetry-Struktur der Kovarianzmatrix angenommen und zur Analyse der Mittelwert der Messwiederholungen (pro Schiene unter gleichen Bedingungen) als unabhängige Variable verwendet. P-Werte $\leq 0,05$ wurden dabei als signifikant angesehen. Graphisch erfolgt die Darstellung der Ergebnisse mittels Box-Whisker- und Scatter-Plots.

5. Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurden die am Zahn 11 durch den Bump in der Schiene hervorgerufenen Kräfte (F_x , F_y , F_z) in allen drei Raumebenen gemessen. Im Folgenden werden jedoch nur die horizontalen (F_x) und intrusiven Kräfte (F_z) ausgewertet. Die in mesio-distaler Richtung wirkenden Kräfte (F_y) sind durch die in dieser Arbeit gewählte Platzierung des Bumps auf der Zahnoberfläche nur gering und daher zu vernachlässigen. Die Messung der auftretenden horizontalen und intrusiven Kräfte erfolgte bei unterschiedlichen Bumptiefen (30° , 60° und 90°) und Bumppositionen (Kippung nach palatinal und vestibulär). Ferner wurden die Bumps mit zwei unterschiedlichen Zangen (dicke und dünne Bumpzange) hergestellt. Die jeweils erzeugten Kräfte wurden einmal, zur Simulation der beim Schluckakt auftretenden Kräfte, mit Auflegen eines Gewichts auf die Schiene und einmal ohne das Gewicht gemessen.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse erfolgt mittels Box-Whisker- und Scatterplots. Bei den in den Abbildungen dargestellten Kräften wird durch das Vorzeichen jeweils die Richtung und durch den Betrag jeweils die Größe der Kraft angegeben. Wurde der Zahn durch den Bump in der Schiene in palatinaler Richtung bewegt, erhielt die Kraft ein positives, bei der Bewegung nach vestibulär entsprechend ein negatives Vorzeichen. Die intrusiven Kräfte wurden durch ein negatives Vorzeichen gekennzeichnet.

Im statistischen Modell wurden alle Haupteffekte sowie alle zugehörigen Interaktionen (Wechselwirkungen) berücksichtigt. Aus Gründen der besseren Übersichtlichkeit werden in den einzelnen Kapiteln allerdings lediglich die für den entsprechenden Abschnitt relevanten Haupteffekte und Wechselwirkungen diskutiert und somit auch jeweils nur ein Teil der durchgeführten Analyse präsentiert. Eine zusammenhängende Übersicht über alle Resultate befindet sich jedoch im Anhang.

5.1. Horizontale Kräfte (F_x)

5.1.1. Horizontale Kräfte (F_x) bei 30°

Bei einer Bumptiefe von 30° wurden die größten horizontalen Kräfte sowohl ohne als auch mit Gewicht bei Herstellung des Bumps mit der dünnen Bumpzange bei der Auslenkung des Zahnes nach palatinal gemessen. Der niedrigste Wert wurde ebenfalls ohne und mit Gewicht bei der Anwendung der dicken Zange bei der Kippung nach vestibulär gemessen.

Die Mittelwerte betragen ohne Verwendung des Gewichts bei vestibulärer Auslenkung unter Anwendung der dicken Bumpzange $-0,34$ N (SD $0,31$ N) und mit Gewicht $-0,30$ N

(SD 0,30 N). Bei Anwendung der dünnen Bumpzange ohne Gewicht ergibt sich ein Mittelwert von -0,45 N (SD 0,21 N) und mit Gewicht von -0,46 N (SD 0,22 N) (Tabelle 2).

Wurde der Zahn nach palatinal gekippt, ergeben sich Mittelwerte unter Anwendung der dicken Bumpzange ohne Gewicht von 0,78 N (SD 0,47 N), mit Gewicht von 1,03 N (SD 0,43 N) und bei Anwendung der dünnen Bumpzange ohne Gewicht von 1,73 N (SD 0,32 N) sowie mit Gewicht von 1,99 N (SD 0,29 N) (Tabelle 2).

Bewegung	Bumpzange	Grad	Gewicht	N	Var.	Mittelwert (N)	SD (N)
Kipp. vest.	dick	30°	ohne	5	F _x	-0,34	0,31
Kipp. vest.	dick	30°	mit	5	F _x	-0,30	0,30
Kipp. vest.	dünn	30°	ohne	5	F _x	-0,45	0,21
Kipp. vest.	dünn	30°	mit	5	F _x	-0,46	0,22
Kipp. pal.	dick	30°	ohne	5	F _x	0,78	0,47
Kipp. pal.	dick	30°	mit	5	F _x	1,03	0,43
Kipp. pal.	dünn	30°	ohne	5	F _x	1,73	0,32
Kipp. pal.	dünn	30°	mit	5	F _x	1,99	0,29

Tabelle 2 Mittelwerte und Standardabweichungen der **horizontalen Kräfte (F_x)** für die **Bumptiefe von 30°** bei palatinaler und vestibulärer Kippung bei Herstellung des Bumps mittels dicker und dünner Bumpzangen sowie mit Gewicht und ohne (N=Anzahl der Schienen, Var.=Variable, SD= Standardabweichung in Newton)

5.1.2. Horizontale Kräfte (F_x) bei 60°

Wie bei einer Bumptiefe von 30° wurde auch bei 60° sowohl ohne als auch mit Gewicht der höchste Wert bei der Kippung nach palatinal bei Herstellung des Bumps mittels dünner Zange, der niedrigste bei der Kippung nach vestibulär bei Anwendung der dicken Bumpzange gemessen.

Die bei einer Bumptiefe von 60° ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen bei der Kippung nach vestibulär und palatinal unter Anwendung der dicken und dünnen Bumpzange sowie ohne und mit Gewicht sind in Tabelle 3 dargestellt. Die Mittelwerte bei vestibulärer Kippung betragen bei Anwendung der dicken Zange ohne Gewicht -2,32 N (SD 0,74 N), mit Gewicht -2,46 N (SD 0,83 N) und bei der dünnen Bumpzange ohne Gewicht -2,47 N (SD 0,2 N) sowie mit Gewicht -2,7 N (SD 0,25 N). Bei palatinaler Auslenkung und einer Bumptiefe von 60° ergeben sich Mittelwerte bei Verwendung der dicken Bumpzange ohne Gewicht von 2,7 N (SD 0,83 N), mit Gewicht von 2,78 N (SD 0,72 N) und bei der dünnen Zange ohne Gewicht von 3,62 N (SD 0,41 N) sowie mit Gewicht von 3,61 N (SD 0,33 N).

Bewegung	Bumpzange	Grad	Gewicht	N	Var.	Mittelwert (N)	SD (N)
Kipp. vest.	dick	60°	ohne	5	F _x	-2,32	0,74
Kipp. vest.	dick	60°	mit	5	F _x	-2,46	0,83
Kipp. vest.	dünn	60°	ohne	5	F _x	-2,47	0,2
Kipp. vest.	dünn	60°	mit	5	F _x	-2,7	0,25
Kipp. pal.	dick	60°	ohne	5	F _x	2,7	0,83
Kipp. pal.	dick	60°	mit	5	F _x	2,78	0,72
Kipp. pal.	dünn	60°	ohne	5	F _x	3,62	0,41
Kipp. pal.	dünn	60°	mit	5	F _x	3,61	0,33

Tabelle 3 Mittelwerte und Standardabweichungen der **horizontalen Kräfte (F_x)** für die **Bumptiefe von 60°** bei palatinaler und vestibulärer Kippung bei Herstellung des Bumps mittels dicker und dünner Bumpzangen sowie mit Gewicht und ohne (N=Anzahl der Schienen, Var.=Variable, SD= Standardabweichung in Newton)

5.1.3. Horizontale Kräfte (F_x) bei 90°

Bei einer Bumptiefe von 90° wurden die größten Kräfte ohne und mit Gewicht abermals bei palatinaler Kippung bei Herstellung des Bumps mittels dünner Zange gemessen. Die geringsten Kräfte traten hier aber ohne Gewicht bei vestibulärer Auslenkung bei Anwendung der dünnen Bumpzange und mit Gewicht bei der Kippung nach palatinal und Bumpherstellung mittels dicker Zange auf. Die Mittelwerte betragen bei der Kippung nach vestibulär bei Anwendung der dicken Bumpzange ohne Gewicht -3,75 N (SD 0,61 N), mit Gewicht -4,19 N (SD 0,75 N) und bei der dünnen Zange ohne Gewicht -3,94 N (SD 0,82 N) sowie mit Gewicht -4,24 N (SD 0,89 N) (Tabelle 4).

Bewegung	Bumpzange	Grad	Gewicht	N	Var.	Mittelwert (N)	SD (N)
Kipp. vest.	dick	90°	ohne	5	F _x	-3,75	0,61
Kipp. vest.	dick	90°	mit	5	F _x	-4,19	0,75
Kipp. vest.	dünn	90°	ohne	5	F _x	-3,94	0,82
Kipp. vest.	dünn	90°	mit	5	F _x	-4,24	0,89
Kipp. pal.	dick	90°	ohne	5	F _x	3,97	0,68
Kipp. pal.	dick	90°	mit	5	F _x	3,98	0,59
Kipp. pal.	dünn	90°	ohne	5	F _x	5,19	0,51
Kipp. pal.	dünn	90°	mit	5	F _x	5,20	0,54

Tabelle 4 Mittelwerte und Standardabweichungen der **horizontalen Kräfte (F_x)** für die **Bumptiefe von 90°** bei palatinaler und vestibulärer Kippung bei Herstellung des Bumps mittels dicker und dünner Bumpzangen sowie mit Gewicht und ohne (N=Anzahl der Schienen, Var.=Variable, SD= Standardabweichung in Newton)

Bei palatinaler Auslenkung ergeben sich Mittelwerte bei Anwendung der dicken Bumpzange ohne Gewicht von 3,97 N (SD 0,68 N) und mit Gewicht von 3,98 N (SD 0,59 N) sowie bei der dünnen Bumpzange ohne Gewicht von 5,19 N (SD 0,51 N) und mit Gewicht von 5,19 N (SD 0,59 N) (Tabelle 4).

5.2. Vertikale Kräfte (F_z)

5.2.1. Vertikale Kräfte (F_z) bei 30°

Die höchsten vertikalen (intrusiven) Kräfte (F_z) wurden bei einer Bumptiefe von 30° ohne und mit Gewicht bei der Kippung nach palatinal unter Anwendung der dicken Bumpzange gemessen. Die niedrigsten intrusiven Kräfte traten ohne Gewicht ebenfalls bei der palatinalen Auslenkung aber bei Herstellung des Bumps mittels dünner Bumpzange auf. Befand sich das Gewicht auf der Schiene, wurden die niedrigsten Kräfte bei der vestibulären Auslenkung und Herstellung des Bumps mittels dicker Zange erzeugt.

Die Mittelwerte betragen bei der Kippung nach vestibulär bei Anwendung der dicken Zange ohne Gewicht -0,18 N (SD 0,1 N), mit Gewicht -0,39 N (SD 0,11 N) und bei der dünnen Bumpzange ohne Gewicht -0,22 N (SD 0,08 N) sowie mit Gewicht -0,44 N (SD 0,12 N). Bei der Kippung nach palatinal werden bei Herstellung des Bumps mit der dicken Bumpzange Mittelwerte von -0,72 N (SD 0,38 N) ohne Gewicht und mit Gewicht von -2,34 N (SD 0,35 N) sowie bei Herstellung des Bumps mittels dünner Zange ohne Gewicht von -0,26 N (SD 0,30 N) und mit Gewicht von -1,34 N (SD 0,28 N) ermittelt (Tabelle 5).

Bewegung	Bumpzange	Grad	Gewicht	N	Var.	Mittelwert (N)	SD (N)
Kipp. vest.	dick	30°	ohne	5	F_z	-0,18	0,1
Kipp. vest.	dick	30°	mit	5	F_z	-0,39	0,11
Kipp. vest.	dünn	30°	ohne	5	F_z	-0,22	0,08
Kipp. vest.	dünn	30°	mit	5	F_z	-0,44	0,12
Kipp. pal.	dick	30°	ohne	5	F_z	-0,72	0,38
Kipp. pal.	dick	30°	mit	5	F_z	-2,34	0,35
Kipp. pal.	dünn	30°	ohne	5	F_z	-0,26	0,30
Kipp. pal.	dünn	30°	mit	5	F_z	-1,34	0,28

Tabelle 5 Mittelwerte und Standardabweichungen der **intrusiven Kräfte (F_z)** für die **Bumptiefe von 30°** bei palatinaler und vestibulärer Kippung bei Herstellung des Bumps mittels dicker und dünner Bumpzangen sowie mit Gewicht und ohne (N=Anzahl der Schienen, Var.= Variable, SD= Standardabweichung in Newton)

5.2.2. Vertikale Kräfte (F_z) bei 60°

Wie auch bei einer Bumptiefe von 30° wurden die höchsten intrusiven Kräfte (F_z) ohne und mit Gewicht bei der Kippung nach palatinal unter Anwendung der dicken Bumpzange erzeugt. Die schwächsten intrusiven Kräfte wurden sowohl ohne als auch mit Gewicht bei der Kippung nach palatinal unter Anwendung der dünnen Zange hervorgerufen.

In Tabelle 6 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen bei einer Bumptiefe von 60° für die intrusiven Kräfte aufgeführt. Bei der Kippung nach vestibulär betragen die Mittelwerte unter Anwendung der dicken bzw. dünnen Bumpzange ohne Gewicht -0,1 N (SD 0,32 N), mit Gewicht -1,67 N (SD 0,61 N) bzw. ohne Gewicht -1,11 N (SD 0,19 N) und mit Gewicht -1,84 N (SD 0,2 N). Bei der Auslenkung nach palatinal ergeben sich bei Verwendung der dicken sowie dünnen Bumpzange Mittelwerte von -1 N (SD 0,55 N) ohne Gewicht, -2,13 N (SD 0,46 N) mit Gewicht sowie -0,79 N (SD 0,41 N) ohne Gewicht und -1,43 N (SD 0,37 N) mit Gewicht (Tabelle 6).

Bewegung	Bumpzange	Grad	Gewicht	N	Var.	Mittelwert (N)	SD (N)
Kipp. vest.	dick	60°	ohne	5	F_z	-0,1	0,32
Kipp. vest.	dick	60°	mit	5	F_z	-1,67	0,61
Kipp. vest.	dünn	60°	ohne	5	F_z	-1,11	0,19
Kipp. vest.	dünn	60°	mit	5	F_z	-1,84	0,2
Kipp. pal.	dick	60°	ohne	5	F_z	-1	0,55
Kipp. pal.	dick	60°	mit	5	F_z	-2,13	0,46
Kipp. pal.	dünn	60°	ohne	5	F_z	-0,79	0,41
Kipp. pal.	dünn	60°	mit	5	F_z	-1,43	0,37

Tabelle 6 Mittelwerte und Standardabweichungen der **intrusiven Kräfte (F_z)** für die **Bumptiefe von 60°** bei palatinaler und vestibulärer Kippung bei Herstellung des Bumps mittels dicker und dünner Bumpzangen sowie mit Gewicht und ohne (N=Anzahl der Schienen, Var.= Variable, SD= Standardabweichung in Newton)

5.2.3. Vertikale Kräfte (F_z) bei 90°

Auch bei einer Bumptiefe von 90° wurden die höchsten intrusiven Kräfte (F_z) ohne Gewicht bei der Kippung nach palatinal unter Anwendung der dicken Zange und die geringsten intrusiven Kräfte (F_z) bei der palatinalen Auslenkung bei Anwendung der dünnen Bumpzange gemessen. Befand sich das Gewicht auf der Schiene, wurden die größten Kräfte bei vestibulärer Auslenkung unter Anwendung der dünnen Zange und die geringsten Kräfte bei palatinaler Kippung ebenfalls bei Herstellung des Bumps mittels dünner Bumpzange erzeugt.

Bei der Kippung nach vestibulär beträgt der Mittelwert bei der dicken Bumpzange ohne Gewicht -1,68 N (SD 0,2 N), mit Gewicht -2,72 N (SD 0,48 N) und bei der dünnen Zange ohne Gewicht -1,74 N (SD 0,47 N) sowie mit Gewicht -3,02 N (SD 0,59 N). Bei palatinaler Auslenkung ergeben sich Mittelwerte von -1,69 N (SD 0,64 N) ohne Gewicht, -2,72 N (SD 0,5 N) mit Gewicht bei der dicken und ohne Gewicht -1,52 N (SD 1,02 N), mit Gewicht -2,12 N (SD 1,17 N) bei der dünnen Zange (Tabelle 7).

Bewegung	Bumpzange	Grad	Gewicht	N	Var.	Mittelwert (N)	SD (N)
Kipp. vest.	dick	90°	ohne	5	F _z	-1,68	0,2
Kipp. vest.	dick	90°	mit	5	F _z	-2,72	0,48
Kipp. vest.	dünn	90°	ohne	5	F _z	-1,74	0,47
Kipp. vest.	dünn	90°	mit	5	F _z	-3,02	0,59
Kipp. pal.	dick	90°	ohne	5	F _z	-1,69	0,64
Kipp. pal.	dick	90°	mit	5	F _z	-2,72	0,5
Kipp. pal.	dünn	90°	ohne	5	F _z	-1,52	1,02
Kipp. pal.	dünn	90°	mit	5	F _z	-2,12	1,17

Tabelle 7 Mittelwerte und Standardabweichungen der **intrusiven Kräfte (F_z)** für die **Bumptiefe von 90°** bei palatinaler und vestibulärer Kippung bei Herstellung des Bumps mittels dicker und dünner Bumpzangen sowie mit Gewicht und ohne (N=Anzahl der Schienen, Var.= Variable, SD= Standardabweichung in Newton)

5.3. Einfluss der Bumptiefe

Statistisch kann in allen Versuchen ein signifikanter Einfluss der Bumptiefe (30°, 60° und 90°) auf die auftretenden horizontalen Kräfte (F_x) nachgewiesen werden. Dabei beträgt die Irrtumswahrscheinlichkeit jeweils $p < 0,0001$ (Tabelle 8 bis Tabelle 11²). In den Tabelle 8 bis Tabelle 11 sind überdies die p-Werte für die Wechselwirkungen (Interaktionen) zwischen der Bumptiefe und den Faktoren Gewicht, Zange und Bewegung aufgeführt. Es zeigt sich, dass keine signifikanten Wechselwirkungen zwischen der Bumptiefe und den genannten Faktoren auftreten, d. h. die Faktoren sind jeweils unabhängig voneinander (Tabelle 8 bis Tabelle 11).

² Signifikante p-Werte sind kursiv dargestellt.

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
Bumptiefe*Gewicht	0,4225
Bumptiefe*Zange	0,9637
Bumptiefe*Gewicht*Zange	0,8992

Tabelle 8 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
Bumptiefe*Gewicht	0,6064
Bumptiefe*Zange	0,4080
Bumptiefe*Gewicht*Zange	0,9814

Tabelle 9 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
Bumptiefe*Gewicht	0,8960
Bumptiefe*Bewegung	0,1545
Bumptiefe*Gewicht*Bewegung	0,4637

Tabelle 10 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Zange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
Bumptiefe*Gewicht	0,9871
Bumptiefe*Bewegung	0,3310
Bumptiefe*Gewicht*Bewegung	0,5487

Tabelle 11 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Zange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Auch in der Analyse des Einflusses der Bumptiefe auf die auftretenden intrusiven Kräfte (F_z) bei der Kippung nach palatinal kann ein statistisch signifikanter Einfluss nachgewiesen werden. Signifikante Wechselwirkungen treten auch hier nicht auf (Tabelle 12).

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<i><0,0001</i>
Bumptiefe*Gewicht	0,1402
Bumptiefe*Zange	0,4642
Bumptiefe*Gewicht*Zange	0,9799

Tabelle 12 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Im Gegensatz dazu lassen sich bei der Analyse des Einflusses der Bumptiefe auf die intrusiven Kräfte (F_z) bei der Kippung nach vestibulär und Herstellung der Bumps mittels dicker und dünner Zange signifikante Wechselwirkungen nachweisen. Dies erfordert eine Aufspaltung des Datensatzes. Aufgrund der Größe des Stichprobenumfangs wurde die Aufspaltung in Form einer Sensitivitätsanalyse durchgeführt.

Wie Tabelle 13 zeigt, besteht bei der Kippung nach vestibulär eine signifikante Wechselwirkung zwischen der Bumptiefe und dem Gewicht. D. h. das Gewicht hat je nach Bumptiefe einen unterschiedlichen Einfluss auf F_z .

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<i><,0001</i>
<i>Bumptiefe*Gewicht</i>	<i><,0001</i>
Bumptiefe*Zange	0,6850
Bumptiefe*Gewicht*Zange	0,7981

Tabelle 13 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Nach Aufspaltung des Datensatzes in die Gruppen mit Gewicht und ohne Gewicht ist zu erkennen, dass die Wechselwirkung zwischen Bumptiefe und Zange nicht mehr signifikant ist. Damit hat die Bumptiefe einen signifikanten Einfluss auf die auftretende intrusive Kraft (F_z) (Tabelle 14 und Tabelle 15).

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
Bumptiefe*Zange	0,6828

Tabelle 14 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
Bumptiefe*Zange	0,9077

Tabelle 15 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Die statistische Analyse des Einflusses der Bumptiefe auf F_z bei Herstellung der Bumps mittels dicker Zange zeigt, dass signifikante Wechselwirkungen zwischen der Bumptiefe und der Bewegung sowie der Bumptiefe, dem Gewicht und der Bewegung auftreten (Tabelle 16).

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
Bumptiefe*Gewicht	0,7275
<i>Bumptiefe*Bewegung</i>	<0,0001
<i>Bumptiefe*Gewicht*Bewegung</i>	0,0030

Tabelle 16 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Auch hier muss daher erneut eine Aufspaltung des Datensatzes nach Gewicht erfolgen. Sowohl in der Subanalyse mit Gewicht als auch ohne bleibt die Interaktion zwischen Bumptiefe und Bewegung signifikant. Dies erfordert eigentlich eine weitere Aufspaltung des Datensatzes. Aufgrund der schlechten Interpretierbarkeit dieser Ergebnisse wird jedoch davon Abstand genommen. Damit ist keine einheitliche Aussage zu der Wirkung der Bumptiefe auf die auftretende intrusive Kraft (F_z) möglich (Tabelle 17 und Tabelle 18).

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
<i>Bumptiefe*Bewegung</i>	<0,0001

Tabelle 17 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<0,0001
<i>Bumptiefe*Bewegung</i>	0,0245

Tabelle 18 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Bei Herstellung der Bumps mittels dünner Zange treten abermals signifikante Wechselwirkungen zwischen der Bumptiefe und der Bewegung sowie der Bumptiefe, der Bewegung und dem Gewicht auf (Tabelle 19).

Effekt	p-Wert
Bewegung	0,4395
Bewegung*Gewicht	0,9638
<i>Bewegung*Bumptiefe</i>	<i>0,0010</i>
<i>Bewegung*Gewicht*Bumptiefe</i>	<i>0,0301</i>

Tabelle 19 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Während in der Gruppe mit Gewicht die Interaktion zwischen Bewegung und Bumptiefe auch nach Aufspaltung des Datensatzes signifikant bleibt (Tabelle 20) - damit ist auch hier eine einheitliche Aussage zu der Wirkung der Bumptiefe nicht möglich - ist in der Gruppe ohne Gewicht diese Wechselwirkung statistisch nicht mehr signifikant. Die Bumptiefe hat damit ohne Gewicht einen signifikanten Einfluss auf F_z (Tabelle 21).

Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<i><0,0001</i>
<i>Bumptiefe*Bewegung</i>	<i>0,0016</i>

Tabelle 20 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

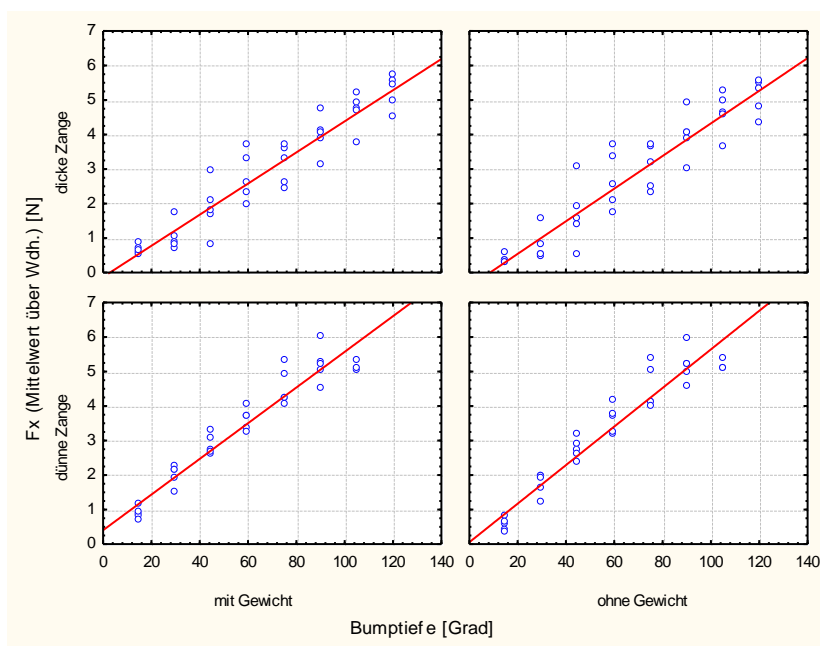
Effekt	p-Wert
<i>Bumptiefe</i>	<i><0,0001</i>
Bumptiefe*Bewegung	0,4893

Tabelle 21 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

In den folgenden Scatterplots ist der Zusammenhang zwischen Bumptiefe und auftretender horizontaler (F_x) bzw. intrusiver Kraft (F_z) dargestellt. Um eine genauere Aussage über den Kraftverlauf bei Vertiefung der Bumps machen zu können, wurden die auftretenden Kräfte nicht nur bei Bumptiefen von 30°, 60° und 90°, sondern zusätzlich auch bei 15°, 45°, 75°, 105°, 120°, 135° und 150° gemessen. Die rote Linie stellt die Regressionsgerade ($y = ax + b$) dar, wobei x die Bumptiefe und y die Größe der Kraft ist. In den jeweiligen rechtsseitigen Legenden sind die Regressionsgleichungen und Korrelationskoeffizienten aufgeführt. Dabei

ist zu beachten, dass für die Regressionsgleichungen bei der Bumptiefe auf der X-Achse jeweils 20 Grad zu einer Einheit zusammengefasst sind.

Wie die Abbildung 15 bis Abbildung 18 zeigen, besteht in beiden Bewegungsrichtungen (Kippung nach palatinal und vestibulär) ein linearer Zusammenhang zwischen Bumptiefe und horizontaler (F_x) bzw. intrusiver Kraft (F_z). Auffällig ist, dass die horizontalen Kräfte bei Erhöhung der Bumptiefe schneller zunehmen als die intrusiven Kräfte. Als Faustformel für die horizontalen Kräfte (F_x) gilt: Eine Erhöhung der Bumptiefe um 10 Grad bewirkt eine Kraftsteigerung von ca. 1/3 Newton. Als Faustformel für die intrusiven Kräfte (F_z) gilt: Eine Erhöhung der Bumptiefe um 10 Grad bewirkt eine Kraftsteigerung von ca. 1/6 Newton.



Regressionsgleichungen:

Gewicht (m)/Zange (dick):

$$F_x = 0,68 \text{ Bumptiefe} - 0,12$$

Korrelationskoeffizient: 0,95

Gewicht (m)/Zange (dünn):

$$F_x = 0,78 \text{ Bumptiefe} + 0,4$$

Korrelationskoeffizient: 0,96

Gewicht (o)/Zange (dick):

$$F_x = 0,7 \text{ Bumptiefe} - 0,4$$

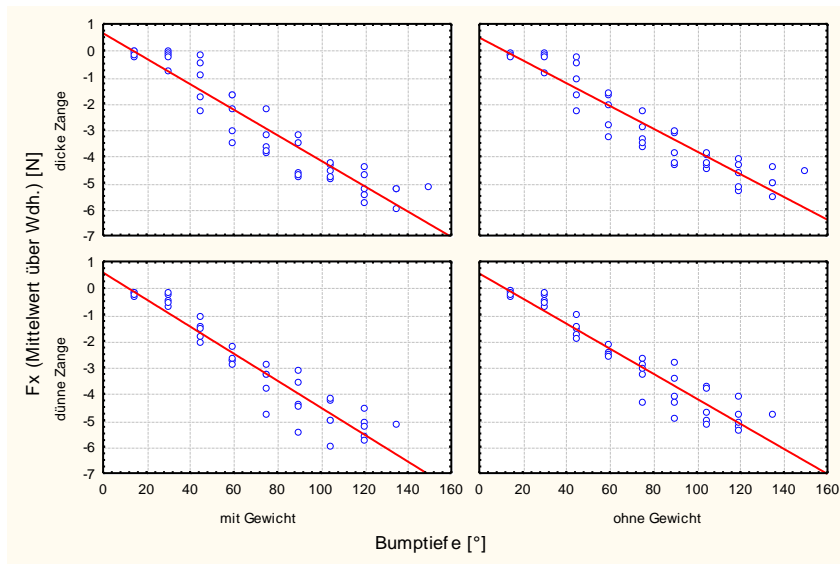
Korrelationskoeffizient: 0,94

Gewicht (o)/Zange (dünn):

$$F_x = 0,84 \text{ Bumptiefe} + 0,05$$

Korrelationskoeffizient: 0,96

Abbildung 15 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** bei der **Kippung nach palatinal** in Abhängigkeit von der jeweiligen Bumptiefe, der verwendeten Zange (dick und dünn) sowie dem verwendeten Gewicht (mit und ohne)



Regressionsgleichungen:

Gewicht (m)/Zange (dick):

$$F_x = -0,72 \text{ Bumptiefe} + 0,65$$

Korrelationskoeffizient: -0,95

Gewicht (m)/Zange (dünn):

$$F_x = -0,76 \text{ Bumptiefe} + 0,58$$

Korrelationskoeffizient: -0,95

Gewicht (o)/Zange (dick):

$$F_x = -0,65 \text{ Bumptiefe} + 0,49$$

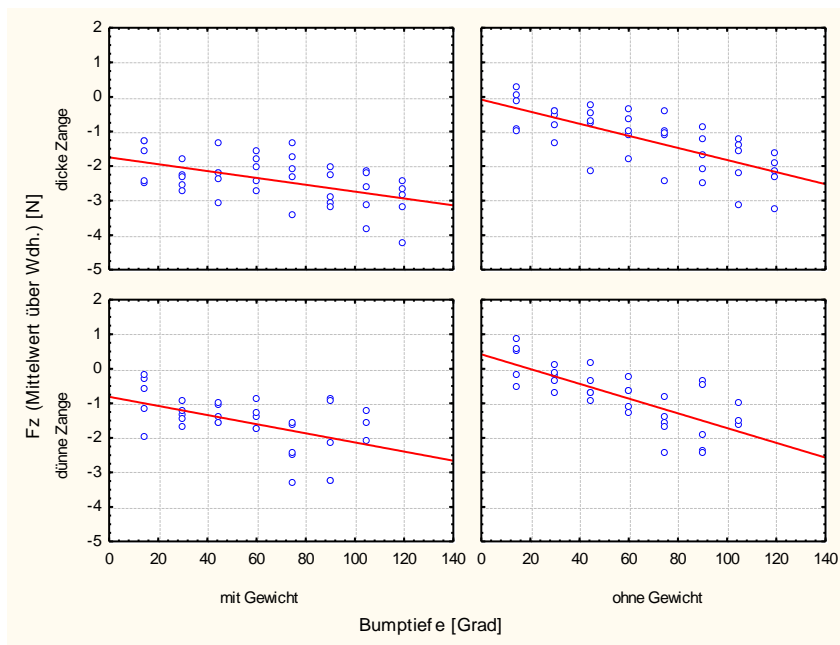
Korrelationskoeffizient: -0,94

Gewicht (o)/Zange (dünn):

$$F_x = -0,71 \text{ Bumptiefe} + 0,55$$

Korrelationskoeffizient: -0,96

Abbildung 16 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Abhängigkeit von der jeweiligen Bumptiefe, der verwendeten Zange (dick und dünn) sowie dem verwendeten Gewicht (mit und ohne)



Regressionsgleichungen:

Gewicht (m)/Zange (dick):

$$F_z = -0,15 \text{ Bumptiefe} - 1,75$$

Korrelationskoeffizient: -0,51

Gewicht (m)/Zange (dünn):

$$F_z = -0,2 \text{ Bumptiefe} - 0,81$$

Korrelationskoeffizient: -0,5

Gewicht (o)/Zange (dick):

$$F_z = -0,26 \text{ Bumptiefe} - 0,08$$

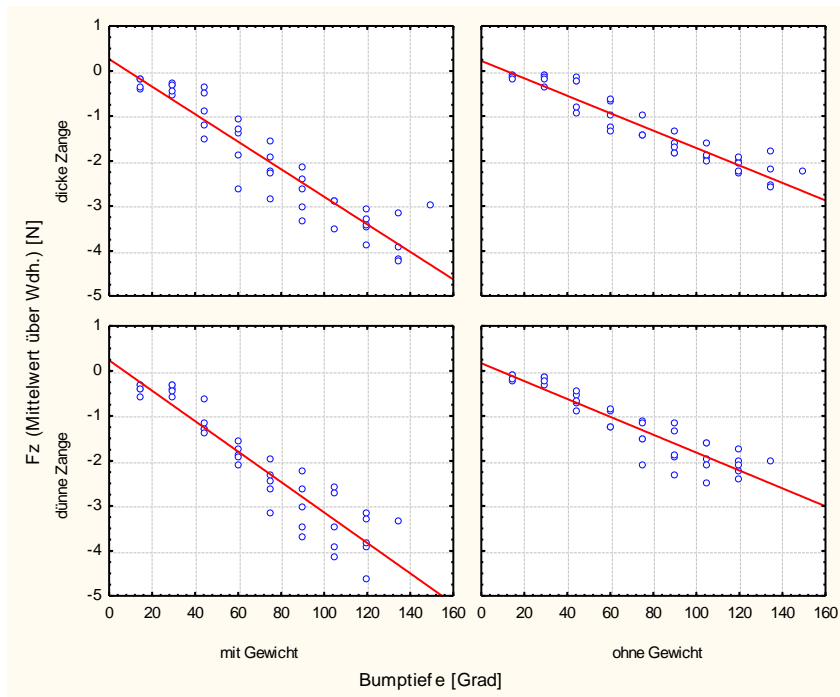
Korrelationskoeffizient: -0,72

Gewicht (o)/Zange (dünn):

$$F_z = -0,32 \text{ Bumptiefe} + 0,42$$

Korrelationskoeffizient: -0,74

Abbildung 17 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** bei der **Kippung nach palatinal** in Abhängigkeit von der jeweiligen Bumptiefe, der verwendeten Zange (dick und dünn) sowie dem verwendeten Gewicht (mit und ohne)



Regressionsgleichungen:

Gewicht (m)/Zange (dick):

$$F_z = -0,46 \text{ Bumptiefe} + 0,27$$

Korrelationskoeffizient: - 0, 94

Gewicht (m)/Zange (dünn):

$$F_z = -0,51 \text{ Bumptiefe} + 0,24$$

Korrelationskoeffizient: - 0, 94

Gewicht (o)/Zange (dick):

$$F_z = -0,29 \text{ Bumptiefe} + 0,23$$

Korrelationskoeffizient: - 0, 95

Gewicht (o)/Zange (dünn):

$$F_z = -0,3 \text{ Bumptiefe} + 0,17$$

Korrelationskoeffizient: - 0, 92

Abbildung 18 Darstellung der **intrusiven Kräfte (Fz)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Abhängigkeit von der jeweiligen Bumptiefe, der verwendeten Zange (dick und dünn) sowie dem verwendeten Gewicht (mit und ohne)

5.4. Einfluss der Bumpzange

Bei der Kippung nach vestibulär kann kein signifikanter Einfluss der Zange auf die horizontale Kraft F_x nachgewiesen werden. D. h., die horizontale Kraft (F_x) unterscheidet sich bei Herstellung des Bumps mittels dünner und dicker Bumpzange statistisch nicht signifikant voneinander (Tabelle 22). Signifikante Wechselwirkungen zwischen den Faktoren Bumpzange, Gewicht und Bumptiefe bestehen nicht (Tabelle 22). Abbildung 19 zeigt den dazugehörigen Box-Plot.

Effekt	p-Wert
Zange	0,4606
Zange*Gewicht	0,9968
Zange*Bumptiefe	0,9637
Zange*Bumptiefe*Gewicht	0,8992

Tabelle 22 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Zange (dick/dünn)

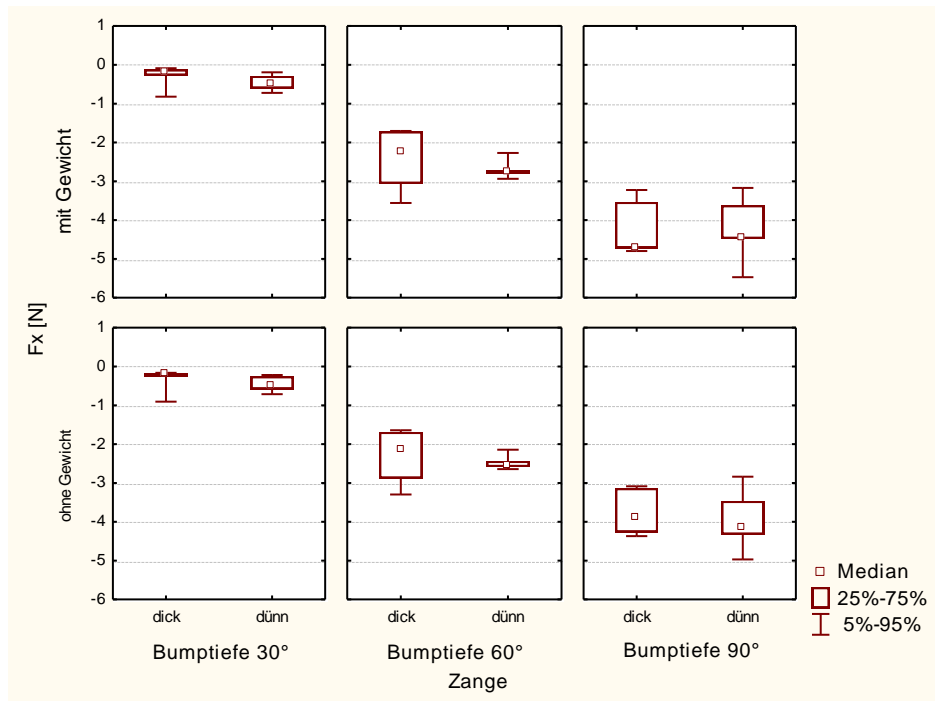


Abbildung 19 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn), der Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

Im Gegensatz zur vestibulären Auslenkung kann bei der Kippung nach palatinal ein signifikanter Einfluss der Zange auf die horizontale Kraft F_x nachgewiesen werden. Wird der Bump mittels dünner Zange hergestellt, werden statistisch signifikant größere Kräfte erzeugt als bei dicker Bumpzange. Auch hier sind die Faktoren Zange, Gewicht und Bumptiefe jeweils unabhängig voneinander (Tabelle 23). Die Ergebnisse sind graphisch in Abbildung 20 dargestellt.

Effekt	p-Wert
Zange	0,0001
Zange*Gewicht	0,9553
Zange*Bumptiefe	0,4080
Zange*Bumptiefe*Gewicht	0,9814

Tabelle 23 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf die Zange (dick/dünn)

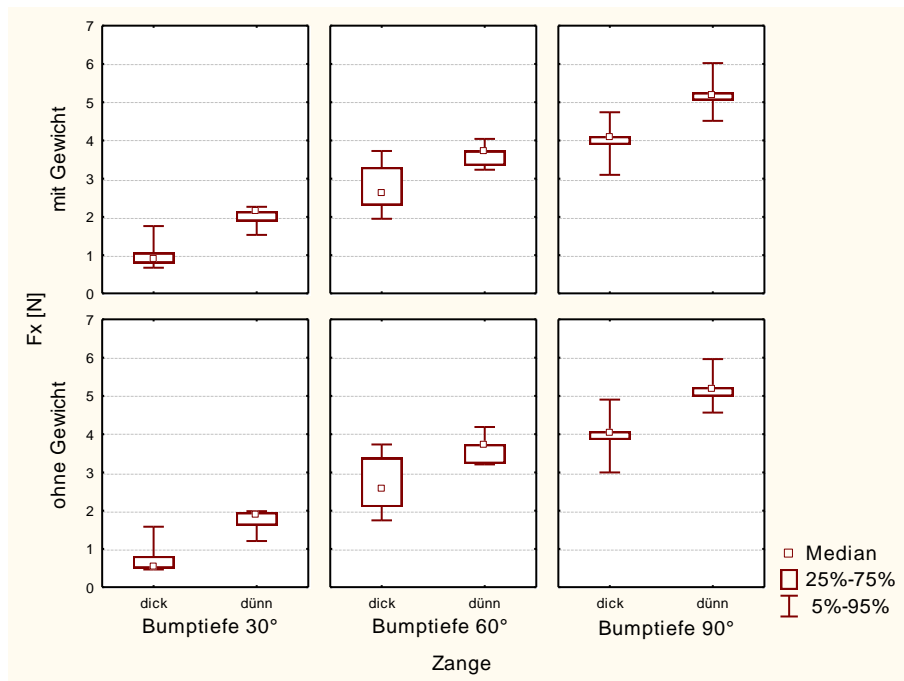


Abbildung 20 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** bei der **Kippung nach palatinal** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn), der Bumptiefe (30° , 60° , 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

Für die intrusive Kraft (F_z) gilt: Bei der Kippung nach vestibulär hat die Zange (dick oder dünn) keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die auftretenden intrusiven Kräfte (F_z), d. h., die auftretenden Kräfte unterscheiden sich bei Herstellung des Bumps mittels dicker und dünner Bumpzange statistisch nicht signifikant voneinander (Tabelle 24). Signifikante Wechselwirkungen im Zusammenhang mit dem Faktor Zange treten nicht auf (Tabelle 24). Abbildung 21 zeigt den dazugehörigen Boxplot.

Effekt	p-Wert
Zange	0,3212
Zange*Gewicht	0,6658
Zange*Bumpteiefe	0,6850
Zange*Bumpteiefe*Gewicht	0,7981

Tabelle 24 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Zange (dick/dünn)

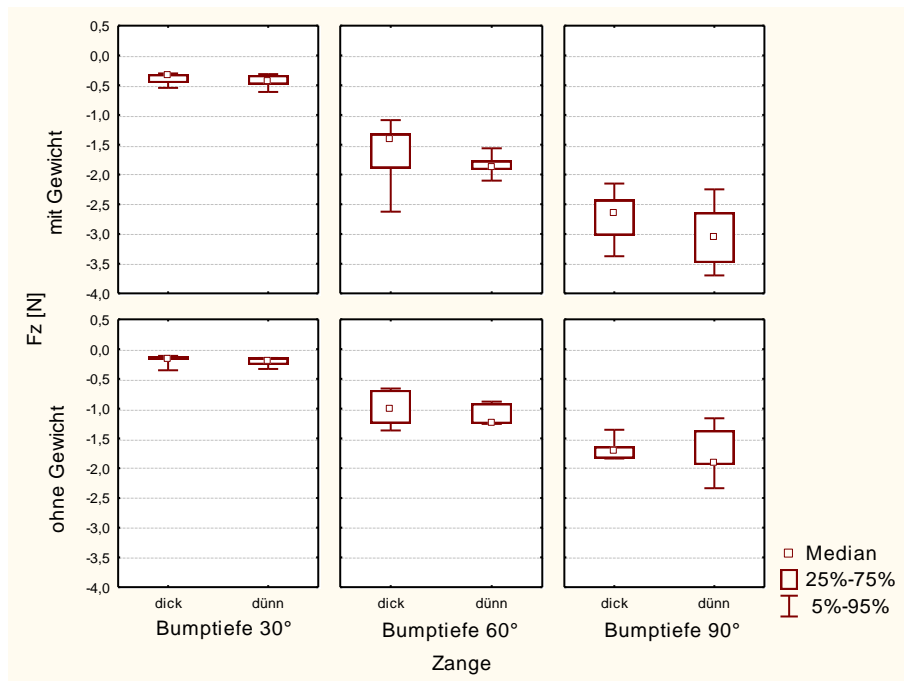


Abbildung 21 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn), der Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

Bei palatinaler Kippung lässt sich ein signifikanter Einfluss der Zange (dick oder dünn) auf die auftretenden intrusiven Kräfte (F_z) feststellen (Tabelle 25). Bei Herstellung des Bumps mittels dünner Bumpzange wurden abermals statistisch signifikant höhere Kräfte erzeugt als bei Anwendung der dicken Zange. Signifikante Wechselwirkungen bestehen auch hier nicht (Tabelle 25). In Abbildung 22 sind die Ergebnisse graphisch dargestellt. Auffällig ist, dass bei Erhöhung der Bumptiefen eine größere Streuung der auftretenden Kräfte zu beobachten ist. Dies konnte in der Tendenz in fast allen Versuchen beobachtet werden (vgl. auch Abbildung 26, Abbildung 27, Abbildung 29, Abbildung 30, Abbildung 32, Abbildung 33 und Abbildung 34).

Effekt	p-Wert
Zange	0,0261
Zange*Gewicht	0,2711
Zange*Bumptiefe	0,4642
Zange*Bumptiefe*Gewicht	0,9799

Tabelle 25 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf die Zange (dick/dünn)

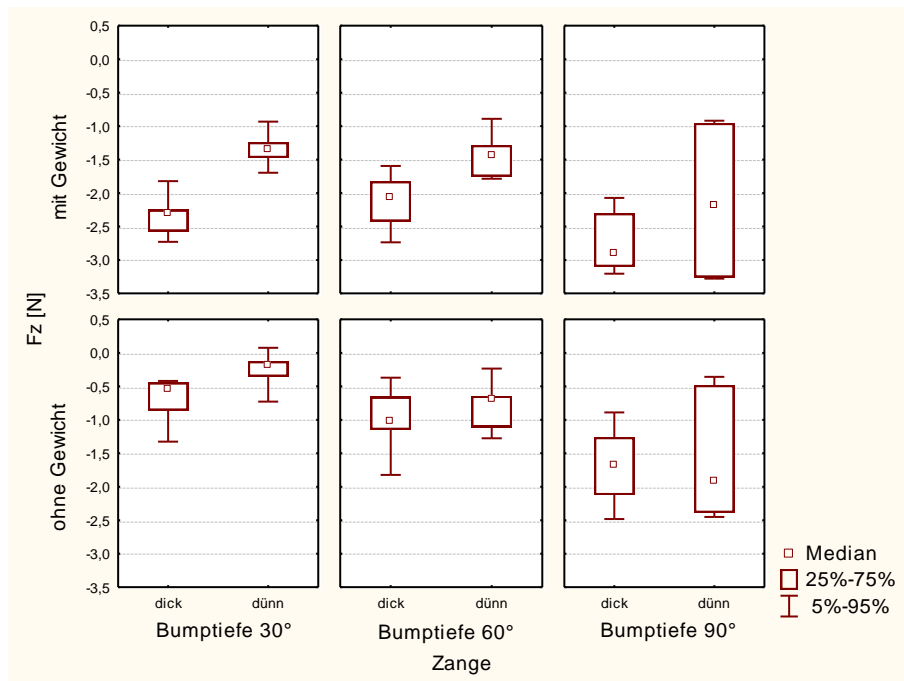


Abbildung 22 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** bei der **Kippung nach palatinal** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn), der Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

5.5. Einfluss der Bewegung

Bei Herstellung des Bumps mittels dicker Bumpzange unterscheiden sich die horizontalen Kräfte (F_x) in palatinaler und vestibulärer Bewegungsrichtung bei der jeweiligen Bumptiefe statistisch nicht signifikant voneinander (Tabelle 26). Tabelle 26 zeigt zudem, dass keine signifikanten Wechselwirkungen zwischen den Faktoren Bewegung, Gewicht und Bumptiefe bestehen.

Auch wenn sich die horizontalen Kräfte (F_x) statistisch nicht signifikant voneinander unterscheiden, ist in Abbildung 23 zu erkennen, dass bei der Kippung nach palatinal tendenziell größere Kräfte erzeugt werden als bei der Kippung nach vestibulär.

Effekt	p-Wert
Bewegung	0,1849
Bewegung*Gewicht	0,8859
Bewegung*Bumptiefe	0,1545
Bewegung*Gewicht*Bumptiefe	0,4637

Tabelle 26 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

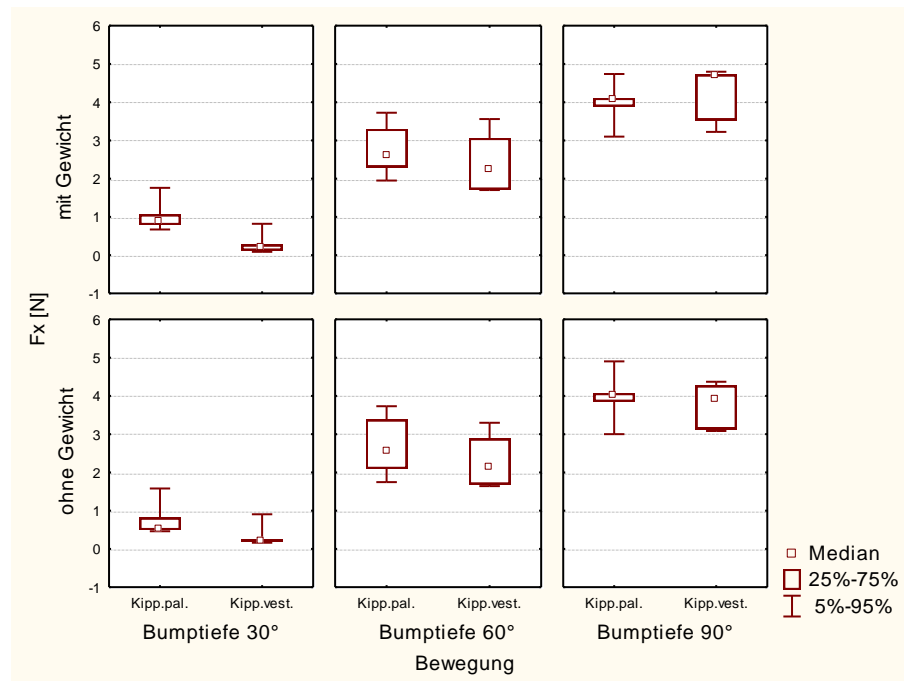


Abbildung 23 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** bei Herstellung des Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.), der Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

Werden die Bumps mittels dünner Zange hergestellt, erzeugen die Bumps bei palatinaler Kippung statistisch signifikant größere horizontale Kräfte (F_x) als bei vestibulärer Kippung. Signifikante Wechselwirkungen zwischen den Faktoren bestehen nicht (Tabelle 27). Abbildung 24 zeigt den dazugehörigen Boxplot.

Effekt	p-Wert
<i>Bewegung</i>	$<0,0001$
Bewegung*Gewicht	0,7695
Bewegung*Bumpteufe	0,3310
Bewegung*Gewicht*Bumpteufe	0,5487

Tabelle 27 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

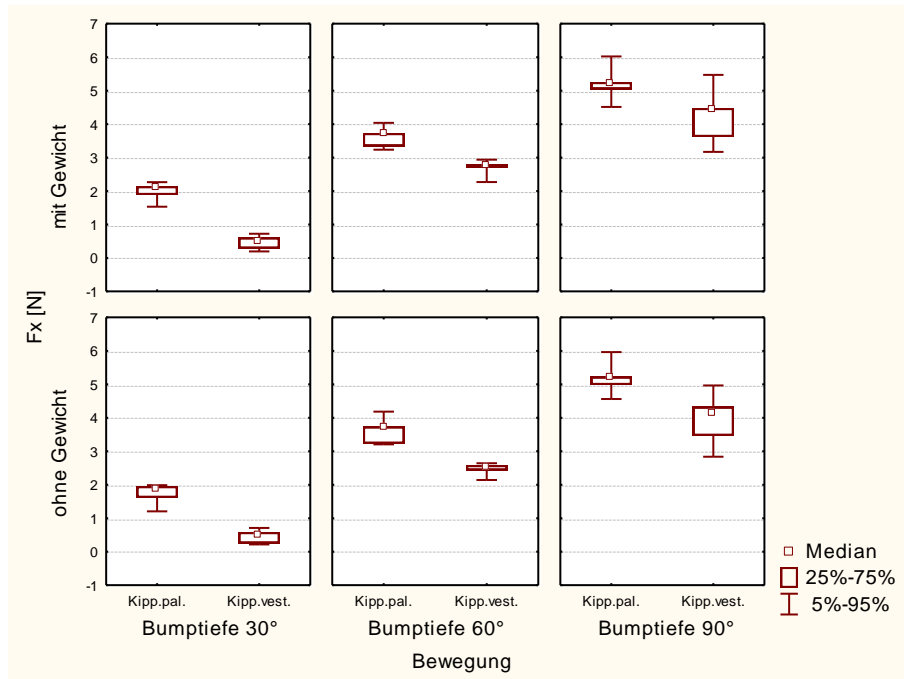


Abbildung 24 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** bei Herstellung des Bumps mittels **dünnere Bumpzange** in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.), der Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

Für den Einfluss der Bewegungsrichtung (Kipp. pal. oder Kipp. vest.) auf die intrusiven Kräfte (F_z) gilt: Es lässt sich eine signifikante Wechselwirkung zwischen der Bewegung und der Bumptiefe sowie der Bewegung, der Bumptiefe und dem Gewicht nachweisen. D. h., die Wirkung von Bewegung und Bumptiefe ist in den verschiedenen Gewichtsgruppen (mit Gewicht und ohne) nicht homogen (Tabelle 28).

Effekt	p-Wert
<i>Bewegung</i>	0,0061
<i>Bewegung*Gewicht</i>	0,0649
<i>Bewegung*Bumptiefe</i>	<0,0001
<i>Bewegung*Gewicht*Bumptiefe</i>	0,0030

Tabelle 28 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

Aufgrund der bestehen bleibenden signifikanten Wechselwirkungen erfolgt wieder eine separate Auswertung nach Gewicht (mit Gewicht und ohne). Die Ergebnisse der Subanalyse sind in Tabelle 29 und Tabelle 30 dargestellt. Es wird deutlich, dass auch hier die Wechselwirkung zwischen Bewegung und Bumptiefe signifikant bleibt, d. h. die Bewegung

hat auch nach Aufspaltung des Datensatzes nach Gewicht je nach Bumptiefe einen unterschiedlichen Einfluss auf die gemessene Kraft (F_z). Damit ist auch hier eine einheitliche Aussage nicht möglich.

Effekt	p-Wert
<i>Bewegung</i>	0,0046
<i>Bewegung*Bumptiefe</i>	<0,0001

Tabelle 29 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

Effekt	p-Wert
Bewegung	0,4558
<i>Bewegung*Bumptiefe</i>	0,0245

Tabelle 30 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

In Abbildung 25 ist zu erkennen, dass die Größe der auftretenden intrusiven Kraft (F_z) bei der Kippung nach palatinal und vestibulär je nach Bumptiefe variiert.

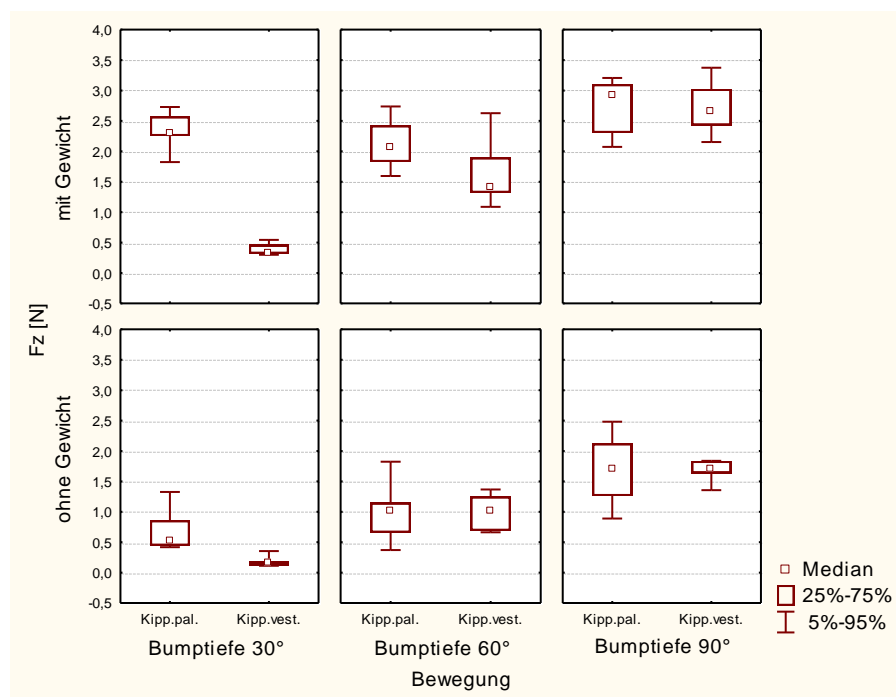


Abbildung 25 Darstellung der intrusiven Kräfte (F_z) bei Herstellung des Bumps mittels dicker Bumpzange in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.), der Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

Bei Herstellung des Bumps mittels dünner Bumpzange sind die Ergebnisse für die intrusiven Kräfte (F_z) ähnlich. Wie in Tabelle 31 ersichtlich, bleiben auch hier die Wechselwirkungen zwischen Bewegung und Bumptiefe sowie Bewegung, Gewicht und Bumptiefe signifikant.

Effekt	p-Wert
Bewegung	0,4395
Bewegung*Gewicht	0,9638
<i>Bewegung*Bumptiefe</i>	<i><0,0010</i>
<i>Bewegung*Gewicht*Bumptiefe</i>	<i>0,0301</i>

Tabelle 31 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

Die Ergebnisse der Subanalysen nach Aufspaltung des Datensatzes nach Gewicht (mit und ohne) zeigt Tabelle 32. Bei dünner Zange, mit Gewicht bleibt die Wechselwirkung zwischen Bumptiefe und Bewegung auch in der Subanalyse signifikant (Tabelle 32). Die Bewegung hat also abermals je nach Bumptiefe einen unterschiedlichen Einfluss auf die intrusive Kraft (F_z).

Effekt	p-Wert
Bewegung	0,6218
<i>Bumptiefe*Bewegung</i>	<i>0,0016</i>

Tabelle 32 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

In der Gruppe dünne Bumpzange, ohne Gewicht ist die Interaktion zwischen Bumptiefe und Bewegung jedoch nach Aufspaltung des Datensatzes nicht mehr signifikant (Tabelle 33). D. h., ohne Gewicht hat die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.) keinen signifikanten Einfluss auf die intrusiven Kräfte (F_z). Dieser Effekt ist in Abbildung 26 daran zu erkennen, dass sich die intrusiven Kräfte (F_z) bei den Messungen ohne Gewicht im Vergleich bei der Kippung nach palatinal und vestibulär nicht wesentlich voneinander unterscheiden. Im Gegensatz dazu sind die auch in der Subanalyse bestehenden bleibenden signifikanten Wechselwirkungen zwischen der Bumptiefe und der Bewegung bei Verwendung des Gewichts daran zu erkennen, dass die Größe der intrusiven Kräfte (F_z) bei palatinaler und vestibulärer Kippung je nach Bumptiefe variiert. So sind die auftretenden Kräfte bei einer Bumptiefe von 30° tendenziell bei der Kippung nach palatinal, bei 60° und 90° hingegen bei der Kippung nach vestibulär größer.

Effekt	p-Wert
Bewegung	0,5579
Bumptiefe*Bewegung	0,4893

Tabelle 33 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünnere Bumpzange** in Bezug auf die Bewegung (Kipp. pal./Kipp. vest.)

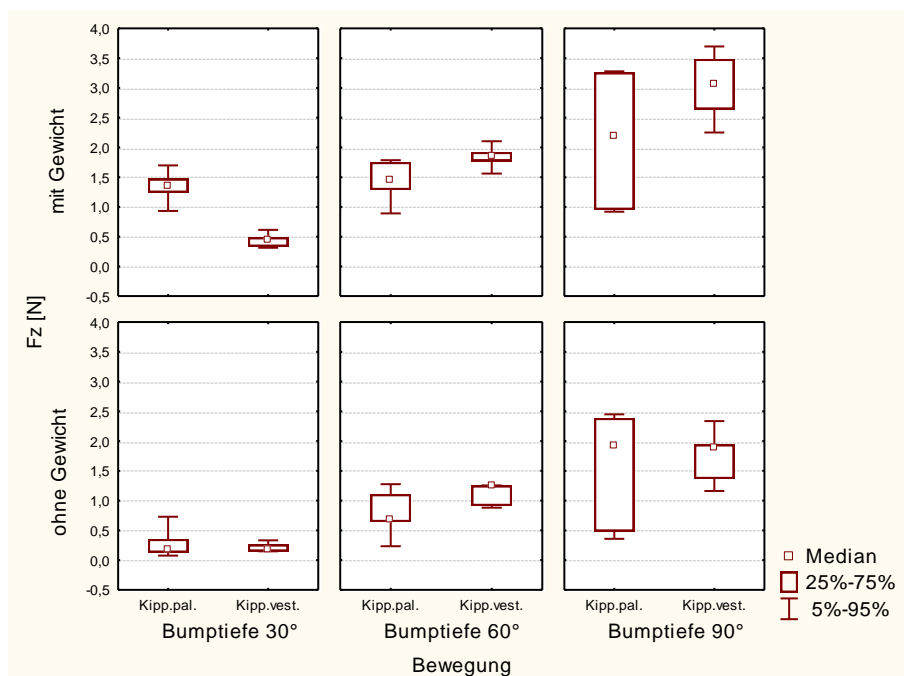


Abbildung 26 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** bei Herstellung des Bumps mittels **dünnere Bumpzange** in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.), der Bumpptiefe (30°, 60°, 90°) und dem verwendeten Gewicht (mit/ohne)

5.6. Einfluss des Gewichts

Bei der Kippung nach vestibulär kann kein signifikanter Einfluss des Gewichts auf die horizontale Kraft (F_x) nachgewiesen werden, d. h. die horizontalen Kräfte unterscheiden sich mit und ohne Gewicht nicht signifikant voneinander (Tabelle 34). Signifikante Wechselwirkungen zwischen den Faktoren Gewicht, Zange und Bumpptiefe bestehen nicht (Tabelle 34).

Auch wenn statistisch kein signifikanter Einfluss des Gewichts auf F_x nachgewiesen werden kann, ist in Abbildung 27 zu erkennen, dass die horizontalen Kräfte (F_x) bei der Messung mit Gewicht tendenziell höher sind als ohne Gewicht.

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,3811
Gewicht*Zange	0,9968
Gewicht*Bumptiefe	0,4225
Gewicht*Zange*Bumptiefe	0,8992

Tabelle 34 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

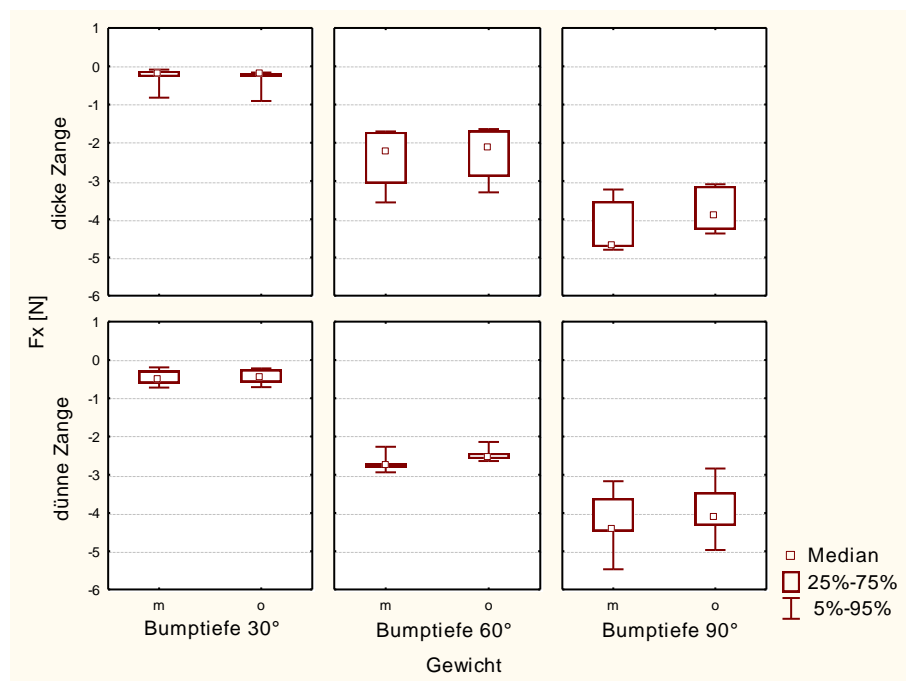


Abbildung 27 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei der **Kippung nach vestibulär** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Ähnlich verhält es sich bei der Kippung nach palatinal. Auch wenn wieder statistisch kein signifikanter Einfluss des Gewichtes auf die horizontalen Kräfte (F_x) nachgewiesen werden kann (Tabelle 35), ist in der graphischen Darstellung zu erkennen, dass die horizontalen Kräfte (F_x) in der Tendenz mit Gewicht höher sind (Abbildung 28). Signifikante Wechselwirkungen zwischen den Faktoren Gewicht, Zange und Bumptiefe bestehen auch hier nicht (Tabelle 35).

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,5884
Gewicht*Zange	0,9553
Gewicht*Bumptiefe	0,6064
Gewicht*Zange*Bumptiefe	0,9814

Tabelle 35 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

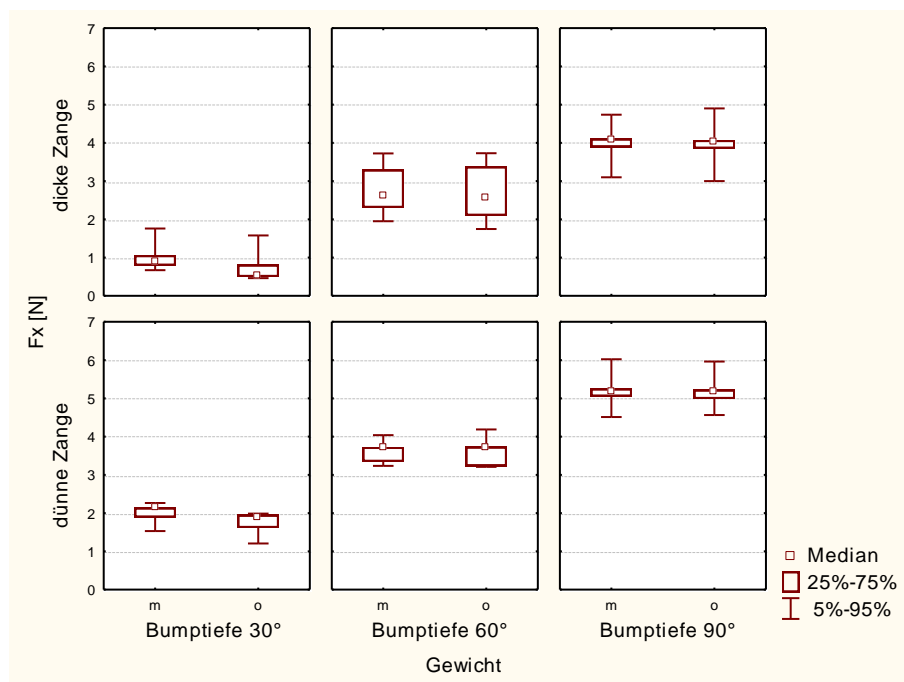


Abbildung 28 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei der **Kippung nach palatinal** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Für die intrusiven Kräfte (F_z) ist bei der Kippung nach vestibulär die Wechselwirkung zwischen Gewicht und Bumptiefe signifikant (Tabelle 36). D. h., das Gewicht hat je nach Bumptiefe einen unterschiedlichen Einfluss auf die auftretende Kraft F_z . In Abbildung 29 erkennt man diesen Effekt daran, dass mit höherer Bumptiefe die auftretende Kraft (F_z) mit Gewicht stärker ansteigt als ohne Gewicht.

Effekt	p-Wert
<i>Gewicht</i>	<0,0001
<i>Gewicht*Zange</i>	0,6658
<i>Gewicht*Bumptiefe</i>	<0,0001
<i>Gewicht*Zange*Bumptiefe</i>	0,7981

Tabelle 36 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

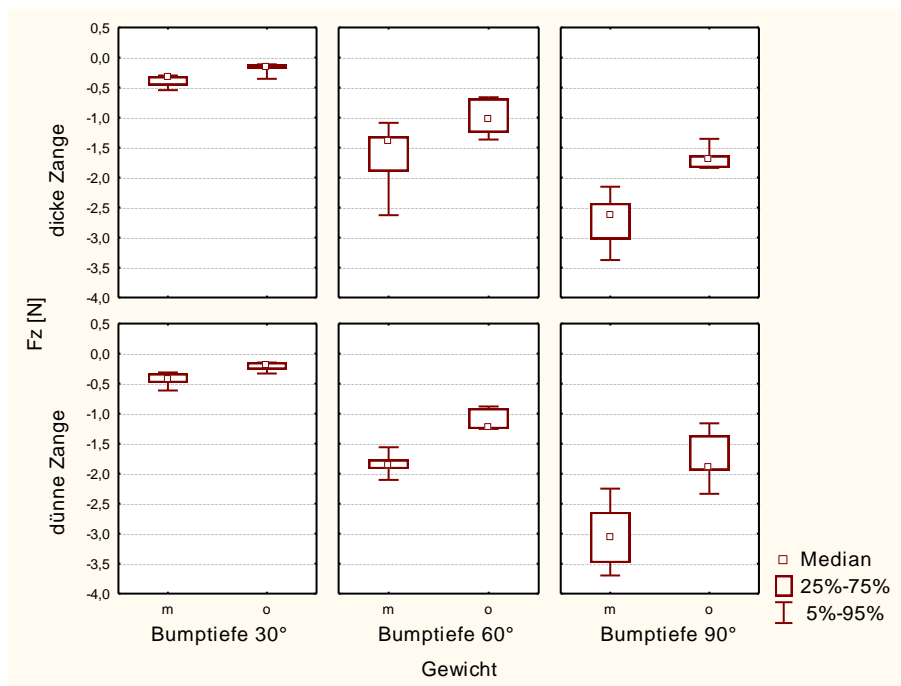


Abbildung 29 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei der **Kippung nach vestibulär** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

In palatinaler Bewegungsrichtung können bei den Messungen mit Gewicht statistisch signifikant höhere intrusive Kräfte (F_z) nachgewiesen werden (Tabelle 37). Signifikante Wechselwirkungen zwischen den Faktoren Gewicht, Zange und Bumptiefe treten nicht auf (Tabelle 37). Deutlich größere Kräfte (F_z) bei den Messungen mit Gewicht sind auch in Abbildung 30 zu erkennen.

Effekt	p-Wert
<i>Gewicht</i>	0,0002
Gewicht*Zange	0,2711
Gewicht*Bumptiefe	0,1402
Gewicht*Zange*Bumptiefe	0,9799

Tabelle 37 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

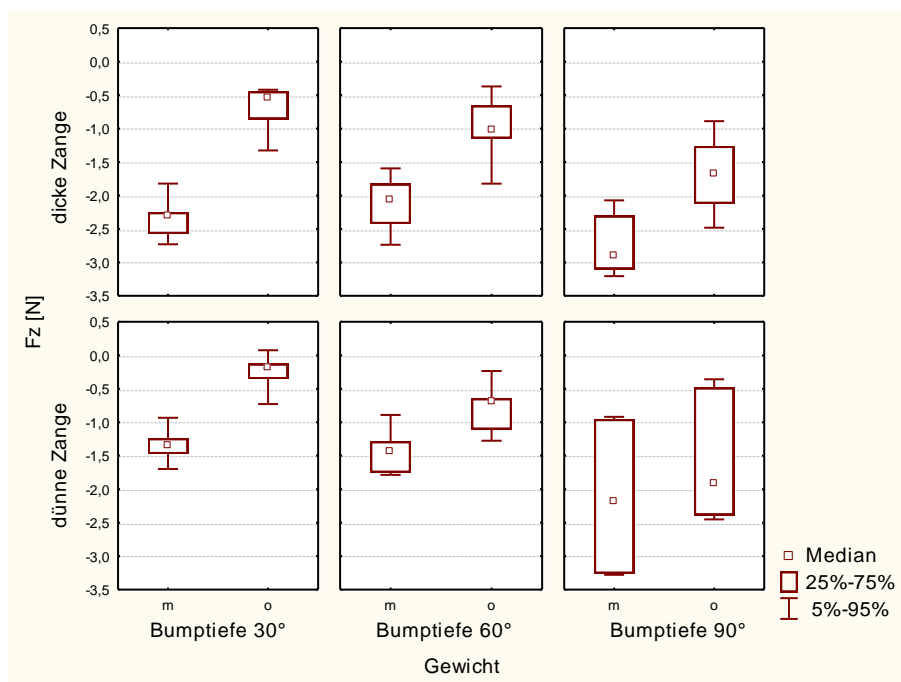


Abbildung 30 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei der **Kippung nach palatinal** in Abhängigkeit von der verwendeten Zange (dick/dünn) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Sowohl bei Herstellung des Bumps mittels dicker als auch dünner Zange unterscheiden sich die auftretenden horizontalen Kräfte (F_x) bei der Messung mit und ohne Gewicht statistisch nicht signifikant voneinander (Tabelle 38 und Tabelle 39). Ferner können keine signifikanten Wechselwirkungen nachgewiesen werden (Tabelle 38 und Tabelle 39). Abbildung 31 und Abbildung 32 zeigen den dazugehörigen Boxplot.

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,5315
Gewicht*Bumptiefe	0,8960
Gewicht*Bewegung	0,8859
Gewicht*Bumptiefe*Bewegung	0,4637

Tabelle 38 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,3736
Gewicht*Bumptiefe	0,9871
Gewicht*Bewegung	0,7695
Gewicht*Bumptiefe*Bewegung	0,5487

Tabelle 39 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünnere Bumpzange** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

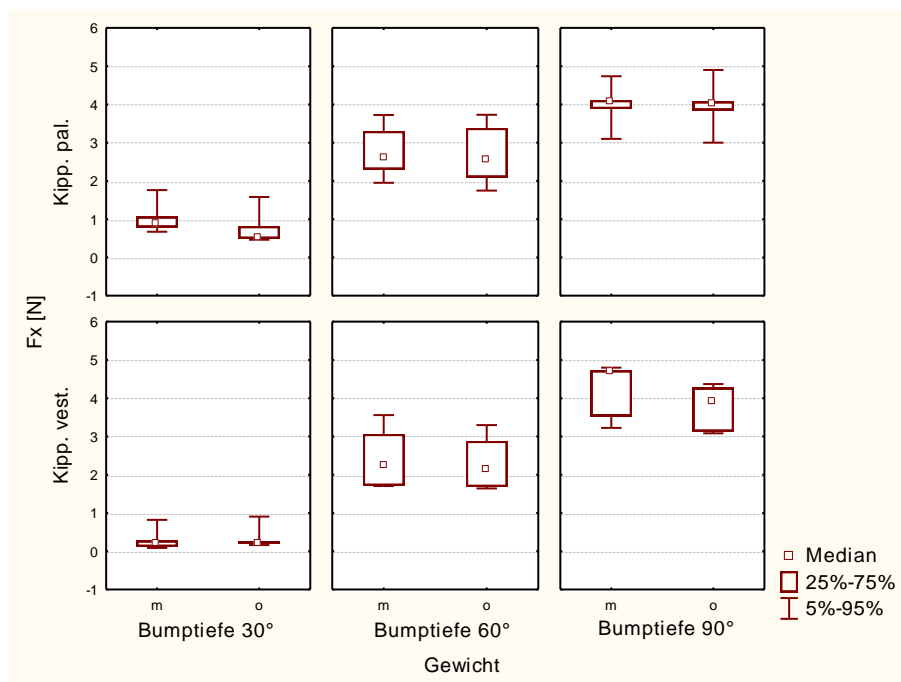


Abbildung 31 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Zange** in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

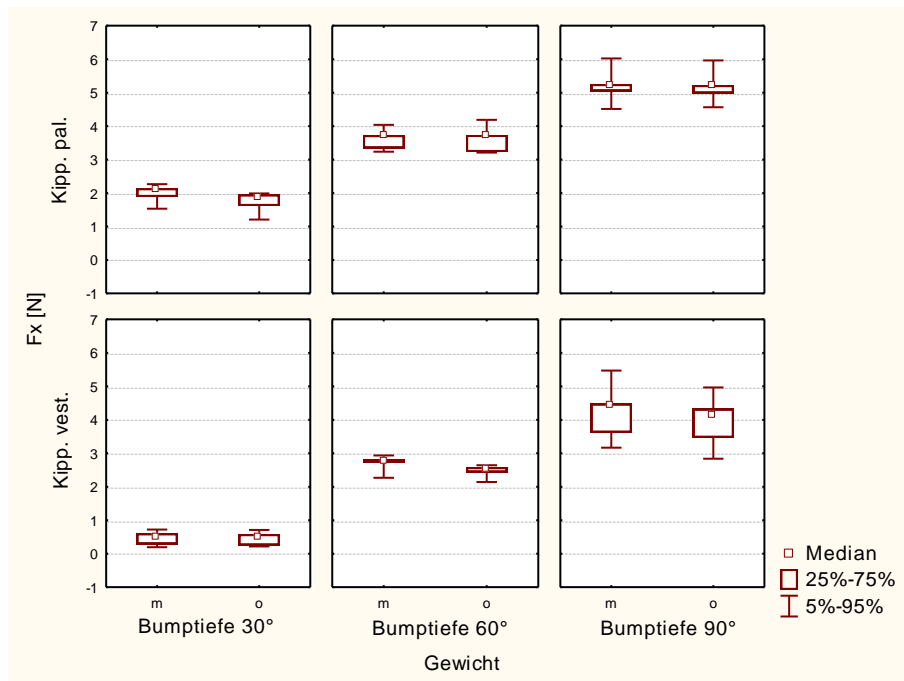


Abbildung 32 Darstellung der **horizontalen Kräfte (F_x)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Zange** in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

Im Gegensatz zu den horizontalen Kräften (F_x) ist bei den intrusiven Kräften (F_z) sowohl bei Herstellung der Bumps mittels dicker als auch dünner Zange die Wechselwirkung zwischen Gewicht, Bumptiefe und Bewegung signifikant. D. h., das Gewicht hat je nach Bumptiefe bzw. Bewegungsrichtung einen unterschiedlichen Einfluss auf die auftretende Kraft (F_z) (Tabelle 40 und Tabelle 41). Abbildung 33 und Abbildung 34 zeigen den dazugehörigen Boxplot. Aufgrund der bestehen bleibenden Wechselwirkungen werden auch hier wieder Subanalysen durchgeführt. Die Ergebnisse der Subanalysen sind unter 5.5. dargestellt.

Effekt	p-Wert
<i>Gewicht</i>	<i><0,0001</i>
<i>Gewicht*Bumptiefe</i>	<i>0,7275</i>
<i>Gewicht*Bewegung</i>	<i>0,0649</i>
<i>Gewicht*Bumptiefe*Bewegung</i>	<i>0,0030</i>

Tabelle 40 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
<i>Gewicht</i>	0,0009
<i>Gewicht*Bumptiefe</i>	0,4870
<i>Gewicht*Bewegung</i>	0,9638
<i>Gewicht*Bumptiefe*Bewegung</i>	0,0301

Tabelle 41 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünner Bumpzange** in Bezug auf das Gewicht (mit/ohne)

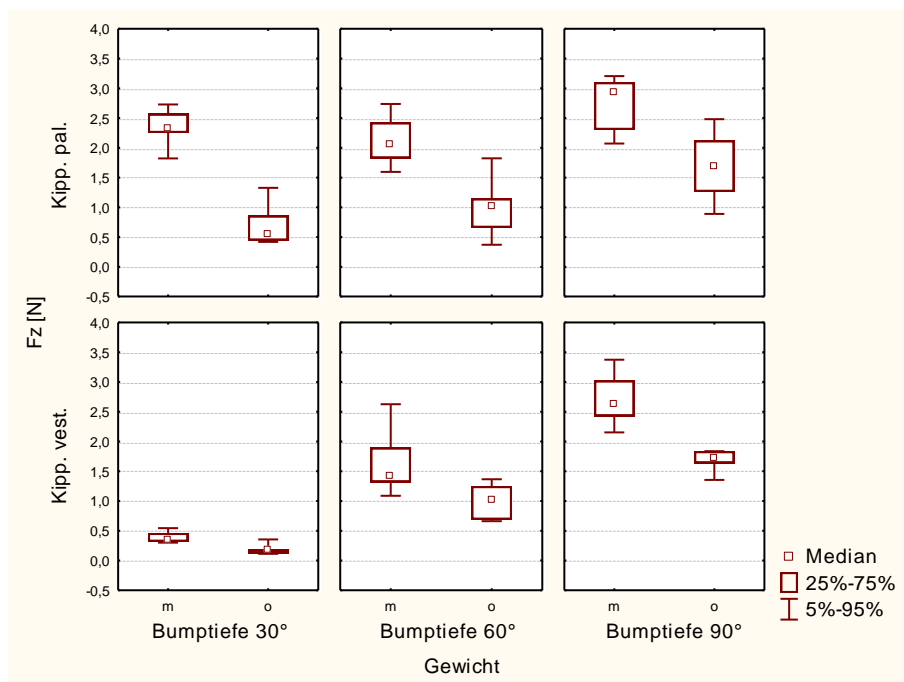


Abbildung 33 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Zange** in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

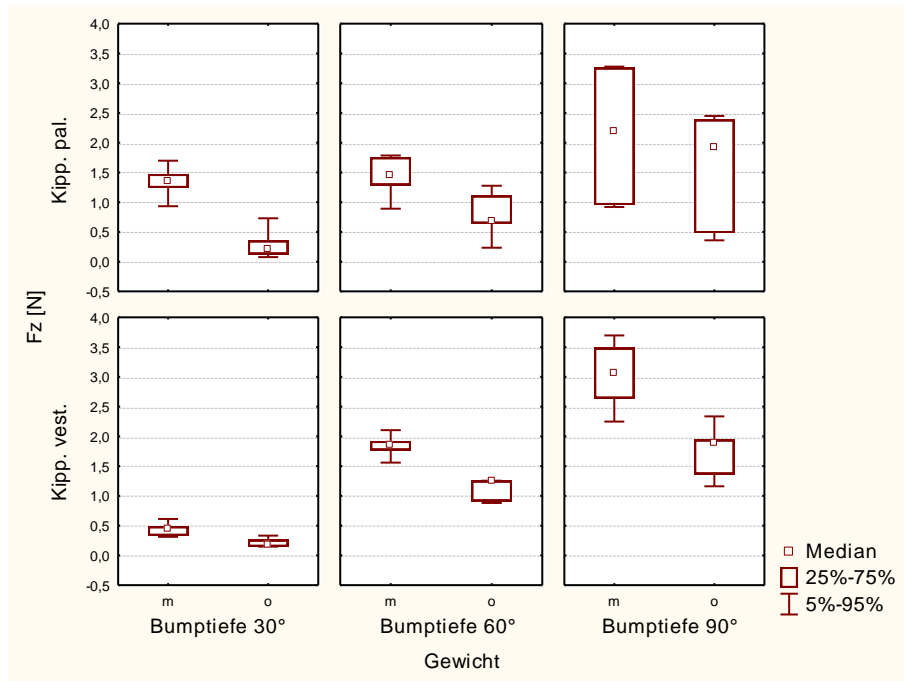


Abbildung 34 Darstellung der **intrusiven Kräfte (F_z)** im Vergleich bei Verwendung eines Gewichtes und ohne (m/o Gewicht) bei Herstellung der Bumps mittels **dünnere Zange** in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung (Kipp. pal./Kipp. vest.) und der eingestellten Bumptiefe (30°, 60°, 90°)

6. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, welche Kräfte von thermoplastisch geformten Schienen erzeugt werden können, die nach einem von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten Verfahren gefertigt und modifiziert worden sind. Im Gegensatz zur klassischen orthodontischen Schienentherapie wird bei diesem Schientyp die Zahnbewegung mittels in die Schiene eingearbeiteter kleiner Druckpunkte (sog. Bumps) durchgeführt. Als vorteilhaft erweist sich, dass zur Korrektur von Zahnfehlstellungen nicht mehr ganze Schienenserien notwendig sind, sondern eine oder wenige Schienen für die gesamte Behandlung ausreichen, da die Bumps modifiziert und zunehmend vertieft werden können. In der Literatur sind zur orthodontischen Schienentherapie im Allgemeinen viele klinische Fallberichte vorzufinden, während bislang nur wenige Studien die Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen untersucht haben (Barbagallo et al. 2008b, Kwon et al. 2008, Rost et al. 1995, Warunek et al. 1989). Die Kraftabgabe von Bumps wurde bislang noch gar nicht beschrieben. Die vorliegende Arbeit ist Teil einer Studienserie (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009, Hahn et al. 2010, Hahn et al. 2011), in der die Wirkungsweise thermoplastisch geformter Schienen erstmals systematisch untersucht worden ist. Sie widmet sich speziell der Kraftentstehung an der von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten Schiene. Im Einzelnen wurden die von unterschiedlich tiefen Bumps induzierten Kräftesysteme bei der Kippung des ersten maxillären Schneidezahns untersucht. Von Interesse war ferner, inwieweit die speziell zur BUMPERzeugung angebotenen, unterschiedlichen Zangen einen Einfluss auf die mit den Schienen erzeugten Kräfte haben. Ferner wurde der Einfluss einer simulierten Schluckkraft auf die generierten Kräfte untersucht.

6.1. Diskussion von Material und Methode

In der klassischen orthodontischen Schienentherapie erfolgt die Zahnbewegung durch schrittweise Veränderung der tatsächlichen in die gewünschte Zahnposition (Set-up) mit Hilfe einer Reihe von Schienen. Pro Behandlungsschritt werden die zu bewegenden Zähne dabei um eine bestimmte Strecke (Auslenkungsstrecke/Hubhöhe) bewegt. Im Gegensatz dazu erfolgt die Zahnbewegung bei der von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten Schiene durch einzelne Druckpunkte (Bumps), die mehrfach vertieft werden können. Vergleichbar mit der klassischen Schienentherapie werden die Zähne auch bei dieser Methode um eine bestimmte Strecke pro Bumptiefe ausgelenkt. In der Literatur differieren die Angaben zu der Größe der Auslenkungsstrecke. Bei der Invisalign[®]-Therapie wird mit Auslenkungsstrecken von 0,13 bis 0,33 mm pro Behandlungsstadium gearbeitet (Boyd und Vlaskalic 2001, Faltin et

al. 2003, Joffe 2003, Owen 2001). Sheridan et al. (1994a) hingegen empfehlen deutlich größere Auslenkungsstrecken von 0,5 mm bis 1 mm.

Die in der Literatur genannten Größen der Auslenkungsstrecken sind Empfehlungen der Hersteller von Align Technology für Invisalign® (0,25-0,33 mm) und Raintree Essix für den von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten Schientyp (0,5-1 mm) sowie praktizierender Kieferorthopäden, die in klinischen Fallberichten den Einsatz thermoplastisch geformter Schienen beschrieben haben (Armbruster et al. 2003, Boyd et al. 2000). Die Auslenkungsstrecken sind dabei aufgrund der Erfahrungen der Behandler und nicht aufgrund der Erkenntnisse wissenschaftlicher Untersuchungen gewählt worden. Welche Kräfte durch die Schienen generiert werden und auf die Zähne wirken ist bis dato nur unzureichend untersucht worden (Barbagallo et al. 2008b, Kwon et al. 2008, Rost et al. 1995, Warunek et al. 1989) und damit den Anwendern thermoplastisch geformter Schienen nicht bekannt.

In der vorliegenden Arbeit wurden Hubhöhen von 0,04 mm (entspricht im Durchschnitt einer Bumptiefe von 30°), 0,08 mm (60°) und 0,12 mm (90°) gewählt (Tabelle 1). Beim Vergleich der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Auslenkungsstrecken mit den in der Literatur empfohlenen Strecken fällt auf, dass die hier gewählten Strecken deutlich kleiner sind. Vorversuche haben gezeigt, dass bei Auslenkungsstrecken vergleichbar mit den in der Invisalign®-Therapie eingesetzten Strecken Kräfte an den Schienen generiert werden, die einerseits für die Kippung eines oberen Frontzahns viel zu groß sind und andererseits den Messbereich des Sensors deutlich überschreiten. Aufgrund dessen wurden die Auslenkungsstrecken verringert. Die größte in der vorliegenden Arbeit gewählte Auslenkungsstrecke entspricht in etwa der geringsten in der Literatur für die Invisalign®-Therapie empfohlenen Auslenkungsstrecke.

Aufgrund der Herstellungsweise der Schienen und der Bumps sind unterschiedliche Fehlerquellen denkbar:

Die thermoplastischen Schienen wurden auf Gipsmodellen mittels eines Vakuumgerätes tiefgezogen und im Anschluss daran durch Besprühen mit einem Kühl-Spray (Endo-Ice, Dentsply GAC, Gräfeling, Deutschland) in einer möglichst kurzen Zeit vollständig abgekühlt. Durch eine schnellere Abkühlung der Schiene auf Raumtemperatur kann eine bessere Adaption der Schiene an das Modell erzielt werden (Sheridan et al. 2003). Eine langsamere Abkühlung hingegen führt zu einer Deformierung der Schiene (Armbruster et al. 2003). Geringfügige nicht zu vermeidende Unterschiede im Abkühlungsprozess könnten eine

unterschiedliche Passgenauigkeit der Schienen bedingen. Die Passgenauigkeit hat einen Einfluss auf die Größe der durch die Schienen generierten Kräfte (s. u.).

Diese Gesetzmäßigkeit kann möglicherweise auch analog auf die Herstellung der Bumps angewendet werden. Die Temperatur der erwärmten thermoplastischen Zange zur Erzeugung des Bumps wurde zwar immer mit Hilfe eines Thermometers kontrolliert, sodass die Bumpzange stets eine Temperatur von 75 °C bei der Bumperzeugung haben sollte. Der Ablauf der Bumperstellung stellte sich jedoch wie folgt dar: Die Zangen wurden auf 85 °C erhitzt, was mit einem Thermometer überprüft wurde. Anschließend wurden die zur Erzeugung der Bumps nötigen Arbeitsschritte vorgenommen, sodass die Zange beim Eindringen in die Schiene eine errechnete Temperatur von 75 °C hatte. Fehler können folglich dadurch entstehen, dass der Erzeugungsprozess im Einzelfall z. B. durch mehrfaches Ansetzen der Bumpzange länger gedauert hat und die Zange daher bereits kälter als vorgesehen war. Daher könnte der Grad der Deformierung der Bumps unterschiedlich ausfallen und damit unterschiedliche Bumptiefen erzeugt werden.

Weitere Fehler bei der Bumperstellung sind bei der Platzierung der Bumpzange denkbar. Der Bump sollte bei jeder zu vermessenden Schiene möglichst identisch positioniert werden. Um dies zu erreichen, wurde zunächst auf jedem Gipsmodell der Zahn 11 auf der jeweiligen Zahnfläche in der Höhe und Breite vermessen, die Strecken halbiert und der entsprechende Punkt auf der Mitte der jeweiligen Strecke des Zahnes gesetzt. Anschließend wurde der markierte Punkt nach Aufsetzen der thermoplastisch geformten Schiene auf das Modell auf die Schiene übertragen. Zur Bumperstellung wurde die Wirkstelle des erwärmten Zangenkopfes auf dem markierten Punkt auf der Schiene platziert und durch Zusammendrücken der Griffe der Bump erzeugt. Nach Sander et al. (2009) können trotz anfänglich exakter Positionierung der Zange auf der Schiene Fehler bei der Platzierung der Bumps entstehen, da die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Zangen nicht auf dem Prinzip der 3-Punkt-Abstützung basieren. Als Folge sei ein Abrutschen der Zange von der Schiene zu beobachten. In der vorliegenden Studie wurde zwar kein Abrutschen der Zangen beobachtet. Angenommen, es hat dennoch stattgefunden, stellt sich die Frage, ob das Abrutschen der Zangen auf allen Schienenflächen auftritt. Sander et al. (2009) beziehen das Abrutschen explizit nur auf konkave Flächen. In der vorliegenden Arbeit wurde der Bump auf der vestibulären Zahnseite auf eine konvexe und auf der palatinalen Fläche auf eine konkave Fläche platziert (Abbildung 36). Möglicherweise tritt das Abrutschen auch auf konvexen Flächen auf. In diesem Fall wäre das Abrutschen ein systematischer Fehler. Zwar würden damit alle Messungen den gleichen Fehler aufweisen, jedoch ist der Fehler nicht zu

vernachlässigen, da die Richtung, in welche der Bump verrutscht, höchstwahrscheinlich unterschiedlich ist und sich damit die an dem Bump erzeugten Kräfte ändern (6.2.5. Einfluss der Bumpposition auf die auftretenden Kräfte).

Bei den Messungen der durch die Schienen erzeugten Kräfte betrug die Standardabweichung zwischen 0,08 N und 1,17 N (Tabelle 2 bis Tabelle 7). Auffällig war, dass die Standardabweichung durchschnittlich bei den Bumps, die mittels dicker Bumppzange erzeugt worden waren, größer war als bei den Bumps, die mittels dünner Zange hergestellt worden waren. Dies könnte dafür sprechen, dass die dicke Bumppzange stärker an der Schiene abrutscht. Zudem war die Standardabweichung bei der Kippung nach vestibulär mittelwertig größer als bei der Kippung nach palatinal. Dies würde den Verdacht bestärken, dass das Abrutschen verstärkt auf konkaven Flächen auftritt. Zur Klärung dieser Fragestellung bedarf es noch weiterer Untersuchungen.

6.2. Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurde erstmals untersucht, welche Kräfte durch die von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelte Schiene erzeugt werden. Die Kräfte wurden bei der Kippung des ersten maxillären Inzisivus nach palatinal und vestibulär analysiert.

6.2.1. Die mit thermoplastisch geformten Schienen generierten Kräfte

Soll ein Zahn kieferorthopädisch bewegt werden, müssen auf diesen Kräfte und/oder Drehmomente appliziert werden. Je nach kieferorthopädischem Gerät (Multiband, herausnehmbare Apparaturen) variiert die Art und Weise der Krafterzeugung.

An orthodontischen Schienen wirken zwei Mechanismen zur Kraftentstehung zusammen. Zum einen entsteht nach Einsetzen der Schiene im Kontaktbereich des zu bewegenden Zahnes mit der Schiene ein Widerstand, woraus eine lokale, elastische Verformung des Schienenkörpers resultiert. Durch die Verformung wird eine Rückstellkraft generiert, die wiederum auf den zu bewegenden Zahn wirkt (Hahn 2009). Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Schiene unterscheidet sich von den klassischen orthodontischen Schienen insofern, als dass die Zahnbewegung nicht durch Set-ups, sondern durch Einarbeitung von Bumps in die Schiene erfolgt (s. o.). Dennoch ist die Krafterzeugung an der von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten Schiene vergleichbar mit der Kraftentstehung an herkömmlichen orthodontischen Schienen. Wird die Schiene eingesetzt, entsteht im Kontaktbereich des Bumps mit dem zu bewegenden Zahn ein Widerstand. Durch den Widerstand, den der Zahn dem Bump entgegensetzt, wird die Schienenwand aufgedehnt. Die

Aufdehnung wiederum führt zu einer elastischen, lokalen Verformung. Durch die Verformung resultiert eine Rückstellkraft, die auf den Zahn wirkt.

Zum anderen kommt bei Verwendung orthodontischer Schienen zur Zahnbewegung noch ein zweiter Mechanismus der Kraftentstehung zum Tragen. Durch die Inkongruenz zwischen der in der Schiene eingestellten und der tatsächlich vorliegenden Zahnposition, welche durch das Set-up bzw. die Bumps zwangsläufig hervorgerufen wird, wird die Schiene im Bereich des zu bewegenden Zahnes angehoben. In anderen Bereichen wird die Schiene jedoch durch entsprechende Friktion und Klemmung auf der Zahnreihe gehalten. Dadurch kommt es zu einer elastischen Verbiegung des gesamten Schienenkörpers (Hahn 2009, Hahn et al. 2010). Auch durch diese Verbiegung entsteht eine Rückstellkraft, die auf den zu bewegenden Zahn wirkt (Abbildung 35).

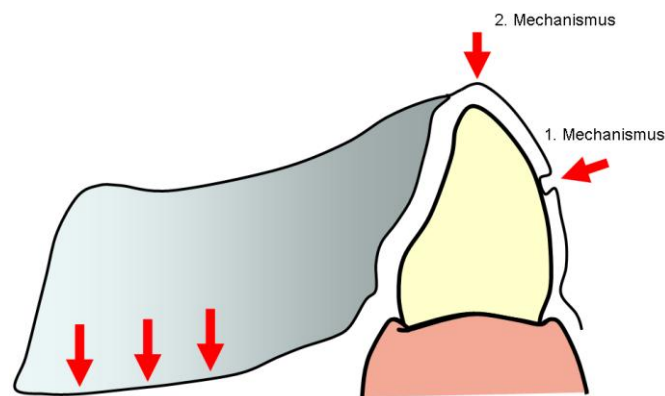


Abbildung 35 Mechanismen zur Kraftentstehung an thermoplastisch geformten Schienen, modifiziert nach Hahn 2009, S. 17

Beim Anheben der Schiene verringert sich die Wirkung des ersten Mechanismus zur Kraftentstehung, da dem Bump - bedingt durch die Form des ersten maxillären Inzisivus - weniger Widerstand entgegengesetzt wird. Diese Einbuße wird jedoch gerade durch den zweiten Mechanismus zumindest teilweise wieder ausgeglichen, denn das Abheben der Schiene führt auch zu einer Rückstellkraft, die verstärkt intrusiv über den Bump auf den Zahn wirkt. Die genauen quantitativen Verhältnisse der beiden Mechanismen sind derzeit noch nicht bekannt. Hier bedarf es weiterer Untersuchungen.

6.2.2. Die ideale orthodontische Kraftgröße

In der Literatur herrscht seit Langem Uneinigkeit darüber, welche Kraftgrößen zur Zahnbewegung eingesetzt werden sollten. Im Folgenden sollen die in der vorliegenden Studie

gemessenen Kräfte im Kontext der verschiedenen Theorien zur idealen orthodontischen Kraft diskutiert werden.

6.2.2.1. Erste defensive Ansätze

Die ersten Untersuchungen hierzu wurden von Farrar (1876) durchgeführt. Er plädierte für die Verwendung schwacher Kräfte. Ziel sei es, eine Zahnbewegung zu induzieren ohne dabei biologische Begleitschäden hervorzurufen. Konkrete Kraftgrößen nannte Farrar nicht. Schwarz (1932a) kam zu ähnlichen Ergebnissen. Er bezeichnete Kraftgrößen, die etwas geringer als der kapilläre Blutdruck sind (etwa 0,2 N pro cm² Wurzeloberfläche), als geeignet für die orthodontische Zahnbewegung. Durch die schwachen Kräfte würde die desmodontale Zirkulation erhalten bleiben und eine Hyalinisation vermieden. Das von Schwarz (1932a) vorgestellte Konzept ist heute nur noch von historischem Interesse, da wichtige Kriterien wie die Kraftdauer oder die auf das Parodontium wirkenden Drehmomente unberücksichtigt blieben.

Oppenheim (1942) folgte Schwarz darin, nur schwache Kräfte zur orthodontischen Zahnbewegung einzusetzen. Er modifizierte jedoch Schwarz' Definition einer idealen orthodontischen Kraft dahingehend, die schwächsten Kräfte einzusetzen, die eine Zahnbewegung bewirken würden. Neben Oppenheim (1942) plädierte auch Reitan (1967) für schwache Kräfte. Zudem forderte er bei der Bewegung von Zähnen mit geringerer Wurzeloberfläche noch schwächere Kräfte einzusetzen. Er gibt für einzelne Formen der Zahnbewegung konkrete Kraftgrößen an (Kahl-Nieke 2001). Beispielweise hält Reitan für die Kippbewegung von Zähnen mit geringer Wurzeloberfläche Kräfte von 0,2-0,3 N und für Zähne mit größerer Wurzeloberfläche von 0,5-0,75 N für geeignet.

6.2.2.2. Effizienz der Zahnbewegung als Maßstab

Andere Autoren betrachten bei der Suche nach einer geeigneten Kraft zur orthodontischen Zahnbewegung weniger die möglichen biologischen Reaktionen auf eine bestimmte Kraftgröße als vielmehr die Effizienz der Zahnbewegung. Erste Studien hierzu wurden Anfang der 50er Jahre von Storey und Smith (1952) durchgeführt. In ihrer Arbeit untersuchten sie den Zusammenhang zwischen verschiedenen Kraftgrößen und dem damit einhergehenden Ausmaß an Zahnbewegung. Für eine maximale Bewegungsgeschwindigkeit von Eckzähnen hielten sie Kräfte von 1,5-2 N für geeignet.

Auch Andreasen und Johnson (1967) verglichen das Ausmaß der Zahnbewegung bei Anwendung unterschiedlich großer Kräfte. Bei Applikation größerer Kräfte konnten sie eine

erhöhte Bewegungsgeschwindigkeit feststellen. Folglich präferierten sie grundsätzlich größere Kräfte für die orthodontische Zahnbewegung.

Quinn und Yoshikawa (1985) beschrieben das Ausmaß der Zahnbewegung in Abhängigkeit von der Größe der Kraft mit Hilfe von vier alternativen, mathematischen Modellen. Die Autoren vertraten, wie auch Andreasen und Johnson (1967) und Storey und Smith (1952), die Ansicht, dass die Zahnbewegung bis zu einer bestimmten Kraftgröße linear zunehme. Allerdings sei ab einem bestimmten Grenzwert durch Erhöhung der Kraft keine schnellere Zahnbewegung mehr zu erzielen.

6.2.2.3. Heutiger, vermittelnder Ansatz

Trotz zahlreicher Studien zur Effizienz der Zahnbewegung fehlt in der Literatur ein allgemeiner Konsens. In den letzten drei Jahrzehnten hat sich der Fokus der Untersuchungen wieder zunehmend auf histologische Veränderungen und mögliche Nebenwirkungen bei der kieferorthopädischen Zahnbewegung verschoben (Andersen et al. 1991, Darendeliler et al. 2004, Hohmann et al. 2007). Das heutige Konzept vereint Teilaspekte der unterschiedlichen Strömungen und bezeichnet eine Kraft als orthodontisch ideal, wenn diese in der Lage ist, eine maximale Zahnbewegung mit minimalem Gewebeschaden und einem Maximum an Patientenkomfort hervorzurufen (Ren et al. 2003). Nach Proffit (2000) könne dabei die ideale orthodontische Kraft interindividuell variieren. Zur Orientierung für den praktizierenden Kieferorthopäden empfiehlt er beispielsweise für die kippende Bewegung Kräfte zwischen 0,35-0,60 N und für die Intrusion zwischen 0,15-0,25 N. Kleinere Kraftgrößen würden dabei für Zähne mit geringerer Wurzeloberfläche - wie beispielsweise untere Frontzähne - gelten.

6.2.2.4. Einordnung der gemessenen Werte

In der vorliegenden Studie wurden je nach Bumptiefe (Auslenkungsstrecke) horizontale Kräfte zwischen 0,29 N und 5,20 N gemessen. Für eine Auslenkungsstrecke von durchschnittlich 0,04 mm (30° Bumptiefe) betrug der Mittelwert 0,82 N, für 0,08 mm (60° Bumptiefe) 2,78 N und für 0,12 mm (90° Bumptiefe) 4,20 N. Beim Vergleich mit den von Proffit (2000) empfohlenen Kräften zur Kippung von Zähnen fällt auf, dass diese Werte teilweise schon bei der geringsten Auslenkungsstrecke größer sind als die empfohlenen Kraftgrößen.

Bei der Kippung des ersten maxillären Inzisivus wurden neben horizontalen Kräften auch intrusive Kräfte gemessen. Für eine Auslenkungsstrecke von durchschnittlich 0,04 mm (30°) betrug der Mittelwert 0,34 N, für 0,08 mm (60°) 0,96 N und für 0,12 mm (90°) 1,65 N. Für

die intrusiven Zahnbewegungen werden die geringsten Kraftgrößen empfohlen, da hierbei am häufigsten Schädigungen des Parodontiums beobachtet werden konnten (Proffit 2000). Proffit (2000) empfiehlt für die Intrusion Kräfte zwischen 0,1 N und 0,2 N. Im Vergleich dazu sind die in der vorliegenden Studie gemessenen intrusiven Kraftgrößen bereits bei der geringsten Auslenkungsstrecke um fast das Doppelte größer.

Gemessen an den Vorgaben von Proffit (2000) sind die in der vorliegenden Studie erhobenen Werte somit sowohl in horizontaler als auch in intrusiver Kraftrichtung deutlich zu hoch. Demnach wäre mit den hier gewählten Parametern nach Proffit (2000) das Risiko des Auftretens unerwünschter Nebenwirkungen, wie z. B. apikale Wurzelresorptionen, (Darendeliler et al. 2004, Harris et al. 2006, Hohmann et al. 2007) während der orthodontischen Therapie deutlich erhöht.

Ob die orthodontische Kraft zu groß ist, könnte jedoch ohne Bedeutung sein, wenn es für die Vermeidung pathologischer Nebenwirkungen auf die Kraftgröße gar nicht ankommt. Coolidge (1937) und Schroeder (1986) postulierten, dass die tatsächliche Größe der kieferorthopädischen Kraft an Bedeutung verliere, wenn die Größe der Strecke, über die die Zähne bewegt werden, kleiner oder gleich der Breite des Parodontalspalt (0,1-0,3 mm) ist. Dadurch würde eine starke Kompression des parodontalen Ligaments vermieden, der kapilläre Blutstrom nicht unterbrochen und damit das Risiko von apikalen Wurzelresorptionen reduziert werden. Sowohl die in der Literatur empfohlenen Auslenkungsstrecken für die Invisalign[®]-Therapie als auch die in der vorliegenden Arbeit gewählten Strecken liegen mit 0,13 mm bis 0,33 mm (Faltin et al. 2003, Joffe 2003, Owen 2001) und 0,02 mm bis 0,16 mm in der Breite des Parodontalspalt. Lediglich die von Sheridan et al. (1994a, 2003) empfohlenen Strecken sind mit 0,5 mm bis 1 mm größer als die Breite des Parodontalspalt. Auch wenn die in der vorliegenden Studie erhobenen Kräfte eigentlich schon bei der kleinsten Auslenkungsstrecke teilweise deutlich zu groß für die Kippung eines Frontzahns waren (minimale Kraft bei dieser Auslenkungsstrecke 0,08 N, maximale Kraft bei dieser Auslenkungsstrecke 2,26 N), könnten die an den Schienen generierten Kräfte nach Coolidge (1937) und Schroeder (1986) trotz ihrer Größe unbedenklich eingesetzt werden, da der Parodontalspalt maximal um 0,16 mm eingeengt wird.

Andererseits belegen viele Studien, dass es einen Zusammenhang zwischen der Verwendung zu großer Kräfte während der orthodontischen Zahnbewegung und unerwünschten Nebenwirkungen wie apikalen Wurzelresorptionen gibt (Darendeliler et al. 2004, Harris et al. 2006, Hohmann et al. 2007). In der Literatur werden jedoch auch noch andere Ursachen für apikale Wurzelresorptionen diskutiert. Neben der Größe der Kraft werden die Kraftdauer (Apajalahti und Peltola 2007, Faltin et al. 1998, Maltha und Dijkman 1996, Maltha et al. 1995) sowie die Art der Zahnbewegung (Beck und Harris 1994) angeführt. Andere Autoren halten biologische Faktoren wie die Wurzelmorphologie (Levander und Malmgren 1988), das Alter (Stenvik und Mjör 1970) oder eine individuelle Prädisposition (Maltha et al. 1993, Owman-Moll et al. 1996) für entscheidende Faktoren. Owman-Moll und Kurol (2000) bezeichnen Wurzelresorptionen als multifaktorielles Geschehen, das auch durch parodontale Erkrankungen, Habits oder Stoffwechselkrankheiten wie Diabetes, Allergien oder Asthma begünstigt werden könne.

In der Literatur sind nur wenige Studien zum Auftreten von apikalen Wurzelresorptionen bei orthodontischer Schienentherapie zu finden. Barbagallo et al. (2008a) stellten in ihren Untersuchungen fest, dass das Ausmaß der Resorptionen bei der orthodontischen Zahnbewegung mittels thermoplastisch geformter Schienen (verwendet wurden sog. Clear Smile®-Aligner) geringer ist als bei der Therapie mittels festsitzender Apparaturen. Die Autoren führten in ihren Versuchen eine vestibuläre Kippung oberer erster Prämolaren durch. Bei der Applikation von mittleren Kräften mittels Schienen konnte im Vergleich zu der Applikation schwacher Kräfte mittels festsitzender Geräte ein ähnliches Ausmaß an apikalen Wurzelresorptionen festgestellt werden. Das Ergebnis könnte damit erklärt werden, dass es sich bei den thermoplastischen Schienen um herausnehmbare Geräte handelt. Diese verursachen in der Regel weniger Wurzelresorptionen als festsitzende Geräte (Linge et Linge 1991). In den von Barbagallo et al. (2008a) durchgeführten Versuchen lagen die Auslenkungsstrecken der Zähne mit 0,5 mm zunächst nicht mehr innerhalb der Breite des Parodontalspaltes, darüber hinaus über den für die Invisalign®-Therapie empfohlenen Werten. Die Tatsache, dass trotz der großen Auslenkungsstrecke relativ wenig apikale Wurzelresorptionen aufgetreten sind, lässt sich damit erklären, dass nicht die volle Auslenkungsstrecke effektiv wirkt. So werden z. B. die Verankerungszähne durch die von der Schiene hervorgerufenen reziproken Kräfte entgegen der Bewegungsrichtung des Messzahnes ausgelenkt, was zu einer Verringerung der effektiven Auslenkungsstrecke führt. Möglicherweise treten bei thermoplastisch geformten Schienen mit geringeren Auslenkungsstrecken noch weniger unerwünschte Nebenwirkungen auf als bei der Therapie

mit anderen herausnehmbaren Apparaturen. Zur Klärung dieser Fragestellung sind noch weitere Studien notwendig.

Der von Barbagallo et al. (2008a) veröffentlichten Arbeit steht die Fallstudie von Brezniak und Wasserstein (2008) gegenüber, in der bei Behandlung eines Patienten mit Invisalign[®]-Schienen über Wurzelresorptionen an den oberen vier Frontzähnen trotz geringer Auslenkungsstrecken von 0,2 mm berichtet wird. Nach Angabe der Autoren (Brezniak und Wasserstein 2008) waren die mittleren maxillären Inzisivi traumatisch vorgeschädigt. Bei der kieferorthopädischen Bewegung traumatisierter Zähne werden häufiger Wurzelresorptionen beobachtet als bei nicht vorgeschädigten Zähnen (Brin et al. 1991, Linge et Linge 1991). Offen bleibt, warum auch an den nicht traumatisierten seitlichen Inzisivi Wurzelresorptionen aufgetreten sind. Untersuchungen von Apajalahti und Peltola (2007) und Brezniak und Wasserstein (2008) zeigen, dass Frontzähne in der Regel anfälliger für apikale Wurzelresorptionen sind. Dies könnte das Auftreten der Wurzelresorptionen an allen vier Frontzähnen erklären.

Auch wenn unter der Therapie mit orthodontischen Schienen apikale Wurzelresorptionen auftreten, ist bei parodontal gesunden Patienten kein Zahnverlust zu erwarten, da in der Regel das Ausmaß der Wurzelresorptionen gering ist (Hollender et al. 1980, Sjolien und Zachrisson 1973, Weiland 2003).

Möglicherweise sind die in der vorliegenden Studie gemessenen Kräfte auch nur initial hoch und werden dann schwächer. Barbagallo et al. (2008b) untersuchten in vivo die Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen bei Kippung eines oberen ersten Prämolaren innerhalb von zwei Wochen. Die Autoren stellten eine deutliche Kraftreduktion von anfänglich 5,12 N auf terminal -2,67 N fest. Als mögliche Erklärung für die Kraftabnahme führten sie eine Änderung des Materialverhaltens der Schiene durch die Körpertemperatur, anhaltende Feuchte und Enzymaktivitäten in der Mundhöhle an. Eine weitere Erklärung sei eine sich ändernde Zahnposition während der Behandlung. Das Ergebnis der Studie von Barbagallo et al. (2008b) bestätigt den Verdacht, dass die von der Schiene abgegebene Kraft mit der Zeit nachlässt. Über den Verlauf des Kraftabfalls kann allerdings keine genaue Aussage gemacht werden, da die Kräftemessungen nur zu Beginn und am Ende der Tragezeit der Schienen durchgeführt wurden. Problematisch erscheint zudem, dass die Kräftemessungen in vivo durchgeführt wurden. Bewegt sich ein Zahn infolge einer auf ihn einwirkenden orthodontischen Kraft, verringert sich die auf den Zahn wirkende Kraft, da sich der Zahn von der Kraftquelle entfernt. Schon allein durch die Bewegung des Zahnes weg von der

Kraftquelle würde sich die Kraft also verringern. Eine andere Ursache für den Kraftabfall könnte die Veränderung der Materialeigenschaften der Schiene sein. Eine Aussage über die tatsächliche Größe des Kraftabfalls zu machen erscheint somit schwierig. Hier bedarf es noch weiterer Studien.

6.2.3. Bisherige Studien zur Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen

Bislang wurden nur wenige Arbeiten veröffentlicht, bei denen die Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen untersucht wurde. Zu der Biomechanik speziell von Bumps gibt es bislang gar keine Studien. Warunek et al. (1989) untersuchten als erste die durch thermoplastisch geformte Schienen erzeugten Kräfte. Die Autoren ermittelten in vitro die auf einen einzelnen maxillären, mittleren Schneidezahn wirkende Kraft bei Verwendung unterschiedlicher Positionermaterialien und Auslenkungsstrecken. Die Auslenkungsstrecken lagen zwischen 0,5 mm und 2,5 mm. Als Schienenmaterialien wurden Silikonelastomere sowie Polyurethan- und Vinylpolymere verwendet. Bei der größten Hubhöhe von 2,5 mm wurden je nach Material Kräfte zwischen 2 N und 14 N, bei der geringsten Auslenkungsstrecke von 0,5 mm zwischen 0,49 N und 3,9 N gemessen. Die Kräfte waren damit in allen Versuchen bis auf eine Ausnahme größer als die zur Kippung von Proffit (2000) empfohlenen Kraftgrößen. Verglichen mit den in der vorliegenden Studie ermittelten Kräften waren die maximalen Kräfte in der von Warunek et al. (1989) durchgeführten Studie bis zu dreifach größer, während die maximalen Auslenkungsstrecken bis zu 15-fach größer waren. Die in der beschriebenen Studie ermittelten Kräfte sind damit in Relation zu den Auslenkungsstrecken deutlich kleiner als die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Kräfte. Möglicherweise ist dies auf die Materialeigenschaften der Kunststoffe zurückzuführen. Bei gleich dimensionierten und positionierten Schienen ist mit deutlich unterschiedlichen Kräften in Abhängigkeit vom Material zu rechnen (Rost et al. 1993). Je nach Material variiert die Größe des Elastizitätsmoduls und damit auch die Größe der Kraft. Der Elastizitätsmodul ist eine Materialkonstante, die den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers beschreibt (Marxkors et al. 2008). Dabei gilt:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad \text{mit } \sigma = \text{mechanische Spannung und } \varepsilon = \text{Dehnung.}$$

Die Einheit ist das Pascal. Der Elastizitätsmodul ist umso größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt.

Da $F = \sigma * q$ mit $F = \text{Kraft}$ und $q = \text{Querschnitt des verwendeten Materials}$,

$$\text{gilt } \frac{F}{q} = E * \varepsilon \Leftrightarrow F = q * E * \varepsilon.$$

Daher erzeugen Kunststoffschienen mit einem großen E-Modul bei gleich bleibendem Querschnitt des Materials folglich größere Kräfte als Schienen mit niedrigem Elastizitätsmodul. Ein Zusammenhang zwischen der Größe der an der Schiene auftretenden Kräfte und der Höhe des Elastizitätsmoduls konnte auch in den von Warunek et al. (1989) durchgeführten Versuchen gezeigt werden. Die Autoren untersuchten u. a. die Dehnbarkeit der unterschiedlichen Schienenkunststoffe.

$$\text{Da } E = \frac{\sigma}{\varepsilon},$$

bedeutet eine hohe Dehnbarkeit einen niedrigen E-Modul. Diejenigen Kunststoffe, die eine hohe Dehnbarkeit aufwiesen, erzeugten in den Versuchen auch die niedrigeren Kräfte. Diese Beobachtung lässt sich auch mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie in Einklang bringen. Obwohl die Aktivierungsstrecken sogar im unteren Bereich der empfohlenen Werte lagen, wurden für die Kippung eines Frontzahns um bis zu 10-fach größere Kräfte gemessen. Für die vorliegende Studie wurde als orthodontisches Schienenmaterial der zur Zeit neben Polypropylen gebräuchlichste Kunststoff Polyethylen (Kwon et al. 2008) verwendet. Polyethylen zählt zu den „harten“ Kunststoffen und weist mit einem Elastizitätsmodul von 2020 N/mm² eine hohe Steifigkeit auf. Im Gegensatz dazu wurde in der von Warunek et al. (1989) durchgeführten Studie als Schienenmaterial ein Elastomer verwendet. Elastomere zählen zu den „weichen Kunststoffen“ und weisen eher geringere Elastizitätsmodule auf. Dies könnte neben anderen Einflussfaktoren eine weitere Erklärung für die von uns gemessenen großen Kräfte bei relativ kleinen Auslenkungsstrecken sein.

Vor dem Hintergrund, dass bereits von „weichen Kunststoffen“ auch bei klinisch empfohlenen Strecken so große Kräfte erzeugt werden, sind die Empfehlungen für die Auslenkungsstrecken bei harten Kunststoffen, wie sie heute verwendet werden, besonders kritisch zu betrachten.

Auch Rost et al. (1995) untersuchten in vitro die Kraftabgabe verschiedener Positioner bei variierender Schneidezahnprotrusion. Die Auslenkungsstrecken betragen zwischen 0,25 mm und 1 mm. Die gemessenen Kraftgrößen bewegten sich in Abhängigkeit von dem verwendeten Schienenmaterial und dem Ausmaß der Protrusion der oberen vier Frontzähne in einem Bereich von 0,4 N bis 14 N. Lediglich bei zwei von sieben untersuchten Positionern und der geringsten Auslenkungsstrecke von 0,25 mm wurden Kräfte erzeugt, die für die Kippung eines Frontzahns nach Proffit (2000) geeignet sind. Alle anderen generierten Kräfte waren, wie in der vorliegenden und in der von Warunek et al. (1989) durchgeführten Studie, deutlich zu groß. Bemerkenswert ist, dass in beiden beschriebenen Studien Kräfte bis 14 N auftraten, obwohl in den von Rost et al. (1995) durchgeführten Versuchen die maximale

Auslenkungsstrecke nur das 0,4-Fache der von Warunek et al. (1989) gewählten Auslenkungsstrecke betrug. Auch in der von Rost et al. (1995) durchgeführten Studie wurden die Kräftemessungen an Positionern aus Elastomeren durchgeführt. Wie bereits bei Warunek et al. (1989) deutlich wurde, ist der Elastizitätsmodul bei Elastomeren nicht konstant, sondern variiert. Rost et al. (1995) machen keine Angaben zu den E-Modulen der von ihnen untersuchten Kunststoffe. Möglicherweise haben sie u. a. solche mit hoher Steifigkeit untersucht, wodurch die hohen Kräfte zu erklären wären.

Neben der Steifigkeit des Materials könnten auch die Abmessungen des Positioners, d. h. die Schienenlänge einen Einfluss auf die Größe der auftretenden Kräfte haben (Rost et al. 1995). Zur Klärung dessen bedarf es noch weiterer Untersuchungen.

Barbagallo et al. (2008b) untersuchten als erste *in vivo* die an thermoplastisch geformten Schienen aus härteren Materialien auftretenden Kräftesysteme bei der Bukkalbewegung eines Oberkieferprämolaren (s. o.). Zur Erfassung der auftretenden Kräfte verwendeten die Autoren druckempfindliche Folien mit Farbindikator (Pressurex[®], Fuji Photo Film Co., Ltd, Tokyo, Japan). In Abhängigkeit von dem auf die Folien wirkenden Druck verändert sich die Foliensfarbe. Diese wiederum korreliert mit einer bestimmten Kraftgröße. Die in das Set-up der Schienen einprogrammierte Auslenkungsstrecke des Prämolaren betrug 0,5 mm und die an der Folie auftretende, mittelwertige Kraft 5,12 N. Damit waren die an der Schiene erzeugten Kräfte 10-fach höher als die von Proffit zur Kippung eines Zahnes empfohlenen Kräfte. In der vorliegenden Studie wurden ähnliche maximale Kräfte von 5,2 N gemessen, allerdings betrug die maximale Auslenkungsstrecke nur das 0,3-Fache der von Barbagallo et al. (2008b) gewählten Auslenkungsstrecke. Ursächlich für die Unterschiede bei den auftretenden Kraftgrößen könnte auch hier wieder das unterschiedliche Schienenmaterial sein. In der von Barbagallo et al. (2008b) durchgeführten Studie wurden die Schienen aus Erkodurfolie[®], in der vorliegenden Arbeit aus Ideal Clear[®]-Folie hergestellt. Beide Kunststoffe bestehen aus glykolmodifiziertem Polyethylenterephthalat. Die Elastizitätsmodule der Kunststoffe liegen mit 2050 N/mm² (Erkodur[®]) und 2020 N/mm² (Ideal Clear[®]) dicht beieinander. Aufgrund der ähnlichen Materialeigenschaften ist nicht davon auszugehen, dass der unterschiedliche Kunststoff ursächlich für die Entstehung unterschiedlich großer Kräfte ist. Möglicherweise könnte aber die Dicke der Folien einen Einfluss auf die Größe der auftretenden Kräfte haben. Die Erkodurfolie[®] wurde in einer Dicke von 0,8 mm, die Ideal Clear[®]-Folie von 1 mm verwendet. Da $F = \sigma * q$ mit $F = \text{Kraft}$ und $q = \text{Querschnitt des verwendeten Materials}$ (s. o.), könnten Schienen mit größerem Querschnitt stärkere Kräfte erzeugen. Die hier verwendete Folie ist um 0,2 mm dicker.

Ein weiterer Erklärungsansatz für die von uns gemessenen höheren Kräfte könnte sein, dass Barbagallo et al. (2008b) während des Tiefziehvorgangs zusätzlich zu der Erkodurfolie® eine 0,05 mm dicke, zwischen Zahn und Erkodurfolie® liegende Unterziehfolie verwendeten. Da diese nach dem Tiefziehvorgang entfernt wird, ist eine schlechtere Passgenauigkeit der Schiene mit verringerter Friktion zu erwarten. Der durch die Unterziehfolie entstandene zusätzliche Raum zwischen Zahn und Schiene verringert die Kontaktfläche und damit den Widerstand im Kontaktbereich. Die entsprechende Rückstellkraft der Schiene wäre folglich geringer.

Die ebenfalls 2008 veröffentlichte In-vitro-Studie von Kwon et al. hatte auch zum Ziel, die an orthodontischen, thermoplastischen Materialien generierten Kräftesysteme zu untersuchen. Die an verschiedenen Kunststofffolien auftretenden Kräfte wurden mittels eines Drei-Punkt-Biegeversuchs ermittelt. Mit den Versuchen sollte eine Situation simuliert werden wie sie bei der Kippung eines ersten maxillären Schneidezahns auftritt. Im Gegensatz zu den bisher durchgeführten Versuchen wurden die thermoplastischen Folien dazu nicht über Zahnkränze sondern über flache Steinmodelle tiefgezogen. Die Auslenkungsstrecken betragen zwischen 0,2 mm und 2 mm. Je nach Auslenkungsstrecke und Schienenmaterial wurden Kräfte zwischen 0,05 N und 16 N gemessen. Mit einer Auslenkungsstrecke von 0,2 mm ist diese nur um 1/5 größer als die in der vorliegenden Arbeit gewählte maximale Auslenkungsstrecke von 0,16 mm und damit vergleichbar. Während Kwon et al. (2008) bei dieser Hubhöhe je nach Schienenmaterial Kräfte bis zu 0,91 N ermittelten, wurden vorliegend bis zu fast 6-fach größere Kräfte (Maximalwert: 5,2 N) gemessen.

Wird eine Kunststofffolie über einen Zahnkranz tiefgezogen, so gleicht diese nach dem Tiefziehen einem komplexen Körper bestehend aus unterschiedlichen geometrischen Elementen wie Knicken und Halbschalen (Hahn et al. 2009). Durch die geometrischen Elemente erfährt die Schiene vor allem in Bereichen starker Krümmung eine Versteifung. Man stelle sich vergleichsweise ein Blatt Papier vor, welches zu einer Wellpappe geformt wird (Hahn et al. 2009). Auch hier wird die Steifigkeit bei der Wellpappe deutlich größer sein als bei dem Blatt Papier. In Bereichen mit größerer Steifigkeit setzt das Schienenmaterial dem zu bewegenden Zahn einen größeren Widerstand entgegen. Folglich wird dort auch eine größere Rückstellkraft auf den Zahn wirken. Kunststofffolien, die über flache Steinmodelle tiefgezogen werden, weisen deutlich weniger komplexe geometrische Formen auf. Dementsprechend wird auch eine andere Kraft als an dem Schienenkörper generiert werden. Neben der Rückstellkraft, die durch den Widerstand des Materials hervorgerufen wird, entsteht durch das Anheben der Schiene im Bereich des Messzahnes eine zweite auf den zu

bewegenden Zahn wirkende Kraft (vgl. 6.2.1. Die mit thermoplastisch geformten Schienen generierten Kräfte). Bei der flachen Probe bleibt diese Kraftentstehung unberücksichtigt. Zur Ermittlung der Größe der auftretenden Kräfte an einer orthodontischen Schiene erscheint die flache Probe somit ungeeignet.

Im Rahmen der Studienserie, zu der auch die vorliegende Arbeit gehört (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009, Hahn et al. 2010, Hahn et al. 2011), wurden auch die Kräfte untersucht, die durch thermoplastisch geformte Schienen *ohne Bumps* bei der Kippung eines oberen mittleren Frontzahns entstehen (Hahn et al. 2009). Bei diesen Studien wurde der Messzahn in vestibulärer und palatinaler Richtung in kleinen Teilschritten ausgelenkt. Die maximale Auslenkungsstrecke betrug 0,151 mm. Bei dieser Auslenkungsstrecke traten bei der Kippung nach palatinal durchschnittliche horizontale Kräfte von -2,68 N und intrusive Kräfte von -0,44 N auf. Bei gleicher Auslenkungsstrecke und Kippung nach vestibulär betragen die durchschnittlichen horizontalen Kräfte 3,06 N und die intrusiven Kräfte -1,03 N. Verglichen mit den Kräften, die durch die Schienen mit Bumps im Rahmen der vorliegenden Studie erzeugt wurden, traten bei einer um etwa 1/6 geringeren Auslenkungsstrecke von 0,12 mm bei der Kippung nach palatinal fast doppelt so große Kräfte auf (durchschnittliche horizontale Kraft 4,58 N, durchschnittliche intrusive Kraft - 1,61 N). Bei der Kippung nach vestibulär waren die auftretenden Kräfte um etwa 1/3 größer (durchschnittlich horizontale Kraft -3,85 N, durchschnittliche vertikale Kraft -1,71 N). Diese Abweichungen lassen sich mit der Methode ihrer Messung erklären. Während in der vorliegenden Studie nach jeder Vergrößerung der Auslenkungsstrecke die Schiene neu auf den Zahnkranz gesetzt wurde, erfolgte die Messung bei Hahn et al. (2009) ohne jeweils erneutes Aufsetzen. Vielmehr wurde jeweils die Position des Messzahnes verändert, ohne dass die Schiene vom Zahnkranz entfernt wurde. Dadurch erscheint es möglich, dass sich die Schiene im Laufe des Messzyklus vom Zahnkranz stärker abgehoben hat, was zu einer Verringerung der resultierenden Kraft und damit - wegen der Kraftzerlegung (siehe dazu 6.2.5.1. Wirksame Kraftkomponenten bei der Zahnbewegung) - zu den beobachteten niedrigeren Kraftkomponenten geführt hat.

Abschließend ist festzuhalten, dass die in der vorliegenden Studie ermittelten Kräfte in der Regel deutlich größer waren als die bislang in der Literatur an orthodontischen Schienen gemessenen Kräfte, allerdings nur etwas größer als die Kräfte, welche bei der Kippung eines oberen Frontzahns mit klassischen orthodontischen Schienen im Rahmen dieser Studienserie (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009, Hahn et al. 2010, Hahn et al. 2011) gemessen worden sind.

6.2.4. Einfluss der Bumptiefe auf die auftretenden Kräfte

In der vorliegenden Arbeit konnte in allen Versuchen bei Vertiefung des Bumps um jeweils 30° - das entspricht einer Zunahme der Auslenkungsstrecke um 0,04 mm - eine statistisch signifikante Vergrößerung der auftretenden horizontalen und vertikalen Kräfte beobachtet werden.

Wegen des Bumps wird die Schiene beim Aufsetzen auf den Zahnkranz aufgedehnt. Durch die Aufdehnung wiederum wird der Schienenkörper elastisch verformt, woraus eine Rückstellkraft resultiert, die auf den zu bewegenden Zahn wirkt (s. o.). Je nach Tiefe des Bumps wird die Schiene unterschiedlich stark aufgedehnt. Betrachtet man die Aufdehnung analog einer Feder, so ist die Längenänderung proportional zur angreifenden Kraft F . Das Verhältnis von Kraft und Längenänderung wird als Direktionsgröße D , früher als Federkonstante k bezeichnet. Sie kennzeichnet die Härte der Feder bzw. der Schiene und hängt u. a. vom Material ab. Gemäß der Formel

$$D = \frac{F}{l} \text{ mit } D = \text{Federkonstante, } F = \text{Kraft und } l = \text{Längenänderung}$$

und Auflösung nach

$$F = D * l$$

vergrößert sich folglich die Kraft bei zunehmender Bumptiefe (linear). Der gleiche Zusammenhang würde sich ergeben, wenn die elastischen Eigenschaften der Schienen erhalten blieben und die oben bereits hergeleitete Formel

$$F = q * E * \varepsilon \text{ mit } F = \text{Kraft, } q = \text{Querschnitt der Schiene, } E = \text{E-Modul, } \varepsilon = \text{Dehnung}$$

weiter gilt. In beiden Formeln hängt die Kraft linear von der Ausdehnung (l bzw. ε), die mit einem konstanten Koeffizienten (D bzw. $E * q$) verbunden ist, ab.

Die Betrachtung der graphischen Darstellung der horizontalen und vertikalen Kräfte bei Zunahme der Bumptiefe bestätigt den linearen Zusammenhang zwischen Bumptiefe und Kraft (Abbildung 15 bis Abbildung 18). Auch Sheridan et al. (1994a) verweisen auf einen linearen Zusammenhang zwischen der Tiefe der Divots und der Größe der auftretenden Kraft, ohne jedoch die an thermoplastisch geformten Schienen auftretenden Kräfte jemals systematisch untersucht zu haben. Untersuchungen von Warunek et al. (1989) untermauern das Ergebnis, dass die Bumptiefe und die Kraft sich linear zueinander verhalten könnten. Die Autoren verglichen die physikalischen und mechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Kunststoffe zur Herstellung von orthodontischen Schienen und untersuchten unter anderem auch das Spannungs-Dehnungs-Verhalten der Kunststoffe. Die von ihnen gemessenen Ergebnisse und deren graphische Darstellung weisen auf einen linearen Zusammenhang zwischen

Längenänderung des Kunststoffes und dem dadurch entstehenden Druck hin. In ihren Untersuchungen stellten sie fest, dass der Anstieg der Druckzunahme von der Art des Kunststoffes abhängig ist (s. auch o.).

6.2.5. Einfluss der Bumpposition auf die auftretenden Kräfte

Bei der Zahnbewegung mittels Bumps kann je nach gewünschter Zahnbewegung der Kraftangriffspunkt auf der Zahnkrone variiert werden. Zum einen kann die Richtung, in die sich der Zahn bewegen soll, dadurch bestimmt werden, dass die Kraft an unterschiedlichen Zahnflächen der klinischen Krone angreifen kann (horizontale Positionierung des Bumps). Soll ein Zahn beispielsweise nach palatinal bewegt werden ist ein Angriffspunkt auf der vestibulären Zahnfläche erforderlich. Zum anderen kann die Bewegungsform des Zahnes durch Veränderung der vertikalen Höhe des Angriffspunktes der Kraft auf der Zahnkrone variiert werden (vertikale Positionierung des Bumps). Ist eine mehr kippende Bewegung gewünscht, so wird der Bump weiter inzisal, bei einer eher körperlichen Bewegung weiter gingival platziert (Sheridan et al. 1994). Bevor der Einfluss der Bumpposition genauer untersucht werden kann, muss man sich die Kräftezerlegung an thermoplastisch geformten Schienen vergegenwärtigen.

6.2.5.1. Wirksame Kraftkomponenten bei der Zahnbewegung

Bei der Zahnbewegung mittels thermoplastisch geformter Schienen stand bisher primär die horizontal wirkende Kraft F_x im Fokus des Interesses. Es stellte sich jedoch heraus, dass auch intrusive Kräfte auftreten. Klinisch wurde die Intrusion von Zähnen nach Behandlungsabschluss mit orthodontischen Schienen bereits 2008 von Brezniak beschrieben. Im Rahmen der vorliegenden Studienserie (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009, Hahn et al. 2010, Hahn et al. 2011) konnte das als „water melon seed effect“ (Brezniak 2008) bezeichnete Phänomen erstmalig biomechanisch entschlüsselt und die intrusiven Kräfte nachgewiesen werden. Das Auftreten intrusiver Kräfte kann dadurch erklärt werden, dass die therapeutische Kraft fast ausnahmslos an schräg zur Längsachse des Zahnes stehenden Flächen erzeugt wird (Hahn 2009) (Abbildung 36). Jede auf einen Zahn wirkende Kraft kann durch Aufspannen eines Parallelogramms in vertikale (F_z) und horizontale (F_x) Teilkräfte zerlegt werden (Smith und Burstone 1984). Die Beträge der Teilkräfte sind abhängig von dem Betrag der Kraft und den Richtungen der Komponenten. Je nach Neigung der Zahnoberfläche ändert sich demnach die Kraftverteilung.

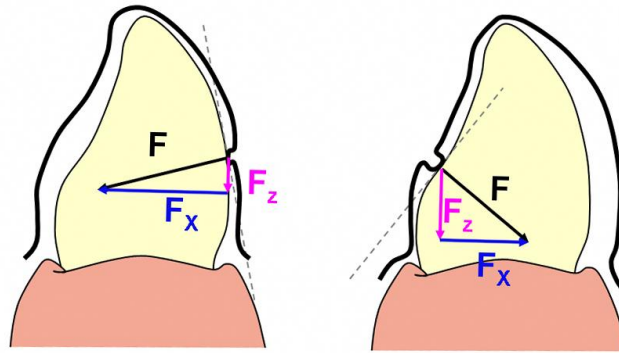


Abbildung 36 Darstellung der Neigung der Tangente im Berührungspunkt des Bumps auf der palatinalen (rechts im Bild) und vestibulären Zahnfläche (links im Bild). Je nach Richtung der angreifenden Gesamtkraft (F) ändert sich die Zerlegung in horizontale (F_x) und vertikale Teilkräfte (F_z).

In der vorliegenden Studie wurde ein Messzahn verwendet, der einem idealisierten Zahn eines männlichen 15-20 jährigen Probanden entspricht. Oberkieferschneidezähne haben als morphologisches Merkmal u. a. eine schaufelförmige Kronenform (Lehmann und Hellwig 2002). Die vestibuläre Zahnfläche ist konvex gekrümmt. Auf der palatinalen Zahnseite ist in der gingivalwärts gelegenen Hälfte der klinischen Zahnkrone ebenfalls eine konvexe Krümmung vorzufinden, die im Nullpunkt in eine konkave Krümmung übergeht (Kubein und Krüger 1979). Bei der Kippung nach vestibulär und palatinal wurde der Bump jeweils zentral auf der gegenüberliegenden Zahnfläche positioniert. Betrachtet man die Neigung der Tangente in den jeweiligen Berührungspunkten der Bumps wird deutlich, dass in beiden Fällen die Kraft an schräg zur Längsachse des Zahnes stehenden Flächen erzeugt wird (Abbildung 36). Dies erklärt das Auftreten der intrusiven Kräfte.

6.2.5.2. Horizontale Positionierung

Der Vergleich der auftretenden Kräfte bei der Kippung nach vestibulär und palatinal bei jeweils gleicher Bumptiefe zeigt graphisch größere horizontale Kräfte in letzterer Bewegungsrichtung. Statistisch war dieses Ergebnis aber nur unter Anwendung der dünnen Bumpzange signifikant. Bei den intrusiven Kräften konnte kein einheitlicher Einfluss der Bumpposition auf die Größe der auftretenden Kräfte nachgewiesen werden.

Dass die an der Schiene auftretenden horizontalen Kräfte bei der Kippung nach palatinal tendenziell größer waren, kann damit erklärt werden, dass die Neigung der Tangente im Berührungspunkt des Bumps auf der vestibulären Zahnfläche größer ist (Abbildung 36). Nach Aufspaltung der durch den Bump erzeugten, am Zahn angreifenden Kraft resultiert bei einer stärkeren Neigung der Tangente eine größere horizontale Teilkraft F_x und eine kleinere

vertikale Teilkraft F_z . Dies erklärt die größeren horizontalen Kräfte bei der Kippung nach palatinal.

Wendet man diese Gesetzmäßigkeit auch auf die intrusiven Kräfte an, müssten größere intrusive Kräfte bei der Kippung nach vestibulär aufgetreten sein. Die graphische Darstellung der intrusiven Kräfte bei der Kippung nach palatinal und vestibulär im Vergleich zeigt, dass bei Herstellung der Bumps mittels dünner Bumpzange tatsächlich in der Tendenz größere Kräfte bei der Kippung nach vestibulär erzeugt wurden, auch wenn dies statistisch nicht signifikant war. Allerdings waren die intrusiven Kräfte bei Herstellung der Bumps mittels dicker Zange tendenziell bei der Kippung nach palatinal größer. Möglicherweise ist das Ergebnis deshalb nicht eindeutig, weil die an dem Messzahn wirkende Kraft nicht nur durch den Bump erzeugt wird, sondern eine zweite auf den Messzahn wirkende Kraft durch das Anheben der Schiene entsteht (siehe 6.2.1. Die mit thermoplastisch geformten Schienen generierten Kräfte). Je nach dem, ob sich der Bump nun auf der palatinalen oder vestibulären Zahnseite befindet, ändert sich eben diese zweite Kraftkomponente. Diese durch das Anheben der Schiene erzeugte Rückstellkraft hat eine verstärkt intrusiv wirkende Kraftkomponente (Hahn 2009) und ist insgesamt sehr komplex, sodass eine genauere Zerlegung in ihre horizontalen und vertikalen Teilkräfte im Rahmen der vorliegenden Studie nicht möglich ist. Dennoch könnte dies ein Erklärungsansatz für die Messergebnisse der vorliegenden Studie sein.

6.2.5.3. Vertikale Positionierung

In den von uns durchgeführten Versuchen befand sich der Bump zentral auf der palatinalen und vestibulären Fläche des ersten maxillären Inzisivus (s. o.). Die Auswirkungen unterschiedlicher vertikaler Positionierungen wurden demnach zwar nicht untersucht, sollen der Vollständigkeit halber aber kurz reflektiert werden.

Es liegt nahe, dass die vertikale Position des Bumps einen Einfluss auf die, aus der Bumptiefe resultierenden, Rückstellkraft der Schiene hat. Man stelle sich folgendes Gedankenexperiment für eine Kippung nach palatinal vor (Abbildung 37): Unterstellt, die resultierende Kraft bei unterschiedlicher vertikaler Bumppositionierung wäre stets gleich, so würde die Kraft je nach Position unterschiedlich zerlegt. Befände sich der Bump nahe der Inzisalkante des ersten maxillären Inzisivus, würde die Kraft aus einer großen Kraftkomponente F_z und einer kleinen Kraftkomponente F_x resultieren (Abbildung 37 linker Zahn). Würde der Bump weiter nach unten verschoben werden, so nehme die horizontale Kraftkomponente F_x zu und die vertikale Kraftkomponente F_z ab (Abbildung 37 mittlerer Zahn). Es gibt einen Punkt auf der

Zahnoberfläche bei dem F_z gleich 0 ist und damit die resultierende Kraft $= F_x$ ist. Bei einem Bump jenseits dieses Punktes würde die Kraftkomponente F_x dann wieder abnehmen und die Kraftkomponente F_z mit entgegengesetzter Krafrichtung zunehmen (Abbildung 37 rechter Zahn).

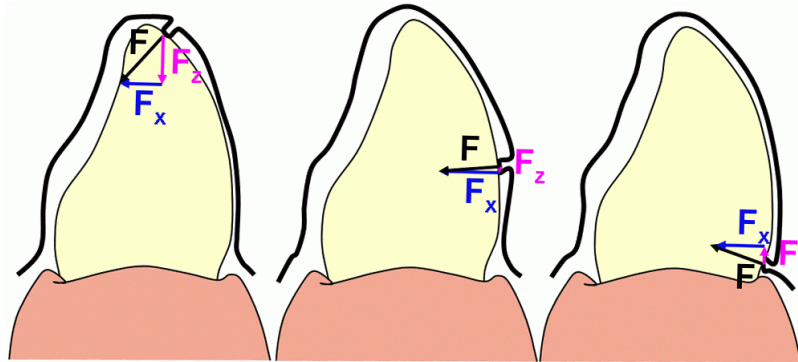


Abbildung 37 Vektorzerlegung bei unterschiedlichen Bumppositionen

Tatsächlich sind die durch Bumps gleicher Tiefe resultierenden Kräfte an den unterschiedlichen Bumppositionen mit großer Wahrscheinlichkeit jedoch nicht gleich. Es liegt nahe, dass die Schiene an verschiedenen Stellen u. a. wegen unterschiedlicher Krümmung in den entsprechenden Bereichen unterschiedliche Elastizitätsmodule aufweist (vgl. dazu oben unter 6.2.3. Bisherige Studien zur Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen). Angenommen die Schiene sei in vertikaler Richtung fixiert, läge die Vermutung nahe, dass die resultierende Kraft in den Konstellationen der Abbildung 37 von links nach rechts abnimmt. Da die Schiene gingival endet, würde die resultierende Kraft bei einem Bump in der Nähe dieses Endes im Vergleich zu einem zentral auf der Zahnfläche platzierten Bump wahrscheinlich geringer sein, weil erster nur von drei, letzterer aber von allen vier Seiten durch die Ausdehnung der Schiene in Richtung des Zahnes gedrückt werden würde.

Doch auch die zweite Annahme entspricht nicht der Realität. Schienen sind in vertikaler Richtung nicht beliebig fest auf dem Zahnkranz fixiert. Sie werden durch unter sich gehende Bereiche auf der Zahnreihe gehalten. Fraglich ist allerdings, inwieweit die Positionierung des Bumps auf der klinischen Krone das Anheben der Schiene und damit den zweiten Mechanismus zur Kraftentstehung (siehe 6.2.1. Die mit thermoplastisch geformten Schienen generierten Kräfte) beeinflusst. In der vorliegenden Arbeit wurde der Bump inzisal des prothetischen Äquators - des größten Umfangs „einer Zahnkrone, bezogen auf die gemeinsame Einschubrichtung aller Klammern einer Prothese“ (Gühring und Barth 1992, S.184) - gesetzt. Der prothetische Äquator unterteilt die Zahnkrone in eine inzisalwärts gelegene Supra- und eine zervikalwärts gelegene Infrawölbung. Bei Positionierung des

Bumps im Bereich der Suprawölbung wird eine Anhebung der Schiene ungehindert möglich sein, da der Durchmesser des Zahnes sich inzisalwärts verkleinert und so die Schiene nicht durch Unterschnitte oder ähnliches auf der Zahnreihe gehalten wird. In der orthodontischen Therapie ist aber häufig ein Angriffspunkt der Kraft erwünscht, der möglichst nahe am Widerstandszentrum liegt. In diesem Fall würde der Bump unterhalb des prothetischen Äquators platziert werden und damit in einem unter sich gehenden Bereich des Zahnes liegen. Eine Anhebung der Schiene im Bereich des zu bewegenden Zahnes würde womöglich durch Verklebung des Bumps unterhalb des prothetischen Äquators unterbunden werden. Damit würde der zweite Mechanismus zur Krafterzeugung im oben beschriebenen Sinne nicht zur Geltung kommen. Wahrscheinlich würde es hier bei der Kräftezerlegung wie in Abbildung 37 (rechter Zahn) bleiben und eine extrusive Kraft F_z entstehen. Zu klären wäre weiter, ob sich durch das Ausbleiben des Abhebens der Schiene der erste Mechanismus zur Krafterzeugung (Rückstellkraft des Bumps) vergrößert, weil die damit verbundene Verringerung der effektiven Aufdehnung der Schienenwand nicht mehr stattfindet. Zur Klärung dieser Frage sind noch weitere Untersuchungen nötig.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie haben gezeigt, dass die Größe der durch die Schiene generierten Kräfte in Abhängigkeit von der Bumpposition variiert. Vor diesem Hintergrund gilt es bei der orthodontischen Therapie zu bedenken, dass sich nicht nur innerhalb einer Dentition die Morphologie der Zähne deutlich voneinander unterscheidet (Lehmann und Hellwig 2002), sondern auch große interindividuelle Unterschiede bezüglich der Form - insbesondere bei den maxillären Schneidezähnen - bestehen (Goose 1956). Trotz identischer Bumppositionen kann also die Größe der durch die Schienen generierten Kräfte variieren.

6.2.6. Einfluss der Bumpzangenform auf die auftretenden Kräfte

Die Bumps wurden mit speziellen Zangen nach Hilliard (Hilliard und Sheridan 2000, Sheridan et al. 2003) erzeugt. Für thermoplastisch geformte Schienen werden zur Bumpherstellung 11 unterschiedliche Zangen angeboten. Für die Bewegung von Oberkieferzähnen bietet der Hersteller zwei Zangen an (Maxillary Thermoplier OK groß und Maxillary Thermoplier OK klein, Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland). Die genannten Zangen unterscheiden sich u. a. durch eine unterschiedliche Breite des Zangenkopfes. In der vorliegenden Studie wurde ein Oberkieferfrontzahn bewegt. Zur Bumpherstellung wurde sowohl die Maxillary Thermoplier OK groß („dicke Bumpzange“) als auch die Maxillary Thermoplier OK klein („dünne Bumpzange“) verwendet. Ziel der vorliegenden Studie ist es

u. a. zu untersuchen, ob die an der Schiene erzeugten Kräfte sich bei Herstellung der Bumps mit der dicken und dünnen Bumpzange unterscheiden.

Die Messungen der auftretenden Kräfte bei Verwendung der dünnen und dicken Bumpzange zeigten folgende Ergebnisse: Bei der Kippung nach palatinal erzeugte die dünne Bumpzange signifikant größere horizontale und intrusive Kräfte als die dicke Zange. Auch wenn sich bei der Kippung nach vestibulär die auftretenden Kräfte statistisch nicht signifikant voneinander unterscheiden, war diese Tendenz zumindest bei den horizontalen Kräften auch graphisch zu erkennen (Abbildung 19, Abbildung 21).

Wird eine thermoplastische Folie über ein Zahnkranzmodell tiefgezogen, legt diese sich der Oberfläche des Modells an und spiegelt so die Morphologie des Objektes mehr oder weniger wieder, über das sie tiefgezogen wurde. Ähnlich verhält es sich bei den thermoplastischen Zangen, die erhitzt in die Schiene eingedrückt werden und so einen Bump entsprechend der Zangenkopfform erzeugen. Betrachtet man die Wirkstellen der beiden Bumpzangen im Vergleich ist auffällig, dass sich diese in der Breite voneinander unterscheiden (Abbildung 12). Die Wirkstelle der dünnen Bumpzange beträgt in etwa nur zwei Drittel der Breite der Wirkstelle der dicken Bumpzange.

Man könnte in diesem Zusammenhang erwägen, dass wegen der kleineren Fläche der Wirkstelle der dünnen Bumpzange die Schienenfolie bei der Bumpproduktion weniger stark ausgedünnt wird und damit der Bump starrer ist. Ein starrer Bump würde dem zu bewegenden Zahn einen größeren Widerstand entgegen setzen und damit größere Kräfte generieren. Allerdings steht der im Vergleich dazu größeren Wirkstelle der dickeren Zange auch eine entsprechend größere Fläche an Schienenmaterial zur Verfügung, sodass die Ausdünnung der Folie identisch ist. Den an der Schiene entstehenden Bump kann man als Halbkugel auffassen, welche durch die Zange aus einem kreisförmigen Stück der Schiene mit demselben Durchmesser herausgedrückt wird. Für die dicke Bumpzange stellt sich das Verhältnis von Flächeninhalt des Kreises (A) zur Hälfte der Oberfläche der Kugel (A_0) wie folgt dar:

$$\frac{A_{dick}}{\frac{1}{2}A_{0_{dick}}} = \frac{\pi * r^2}{\frac{1}{2}\pi * d^2} = \frac{\pi * r^2}{\frac{1}{2}\pi * (2r)^2} = \frac{r^2}{\frac{1}{2}4r^2} = \frac{1}{2}$$

Bei der dünnen Bumpzange entspräche der Durchmesser der Zange bei der obigen Annäherung $\frac{2}{3}$ des Durchmessers der dicken Zange. Für das Verhältnis von Flächeninhalt (A) des Kreises zur Oberfläche der Halbkugel (A_0) folgt daraus:

$$\frac{A_{dünn}}{\frac{1}{2}A_{0dünn}} = \frac{\pi * \left(\frac{2}{3}r\right)^2}{\frac{1}{2}\pi * \left(\frac{2}{3}d\right)^2} = \frac{\frac{4}{9}\pi * (r)^2}{\frac{4}{9}\left(\frac{1}{2}\pi * (d)^2\right)} = \frac{\pi * (r)^2}{\frac{1}{2}\pi * (d)^2} = \frac{\pi * r^2}{\frac{1}{2}\pi * (2r)^2} = \frac{r^2}{\frac{1}{2}4r^2} = \frac{1}{2}$$

Die Verhältnisse sind damit identisch. Daraus folgt, dass die Schienen sowohl bei der dicken als auch bei der dünnen Bumpzange in gleichem Maße ausgedünnt werden. Damit ist weder der dicke noch der dünne Bump wegen der Ausdünnung stabiler als der jeweils andere.

Ferner sei angemerkt, dass die Bumptiefe ausschließlich durch Einstellung der Gradzahl an der Bumpzange bestimmt wurde (siehe 4.4. Krafterzeugung durch Bumps). Da liegt der Gedanke nahe, dass die dünnen Bumps für die Kippung nach palatinal schlicht alle größer geworden sind und so die oben erwähnte Signifikanz erzeugten. Dem ist jedoch nicht so. Errechnet man aus den gemessenen Bumptiefen (siehe Tabelle 1) die Mittelwerte für die Kippung nach palatinal ergeben sich folgende Werte:

Kipp. pal., dicke Bumpzange, 30°	0,028 mm
Kipp. pal., dünne Bumpzange, 30°	0,022 mm
Kipp. pal., dicke Bumpzange, 60°	0,062 mm
Kipp. pal., dünne Bumpzange, 60°	0,064 mm
Kipp. pal., dicke Bumpzange, 90°	0,096 mm
Kipp. pal., dünne Bumpzange, 90°	0,112 mm

Tabelle 42: Mittelwerte der gemessenen Bumptiefen

Bei 30° sieht man, dass sogar die von der dicken Bumpzange erzeugten Bumps im Mittel größer sind als die von der dünnen. Die Bumps bei 60° sind annähernd gleich groß. Lediglich bei 90° sind die Bumps der dünnen Bumpzange deutlich größer. Schaut man sich allerdings den zugehörigen Boxplot für die Kippung nach palatinal an (Abbildung 20), so fällt auf, dass die Kräfte bei allen drei Gradzahlen für die dünnen Bumps merklich höher sind. Damit können die notwendigerweise entstehenden Abweichungen bei den hergestellten Bumps keine Erklärung für die errechnete Signifikanz geben.

Dass die dünnere Bumpzange größere Kräfte erzeugt, könnte möglicherweise auch im Zusammenhang mit dem Winkel der Zangenbacken zu begründen sein (Abbildung 38). Während bei der dünnen Bumpzange der Winkel in etwa 90° beträgt, ist dieser bei der dicken Zange um etwa 10° größer (Abbildung 38).

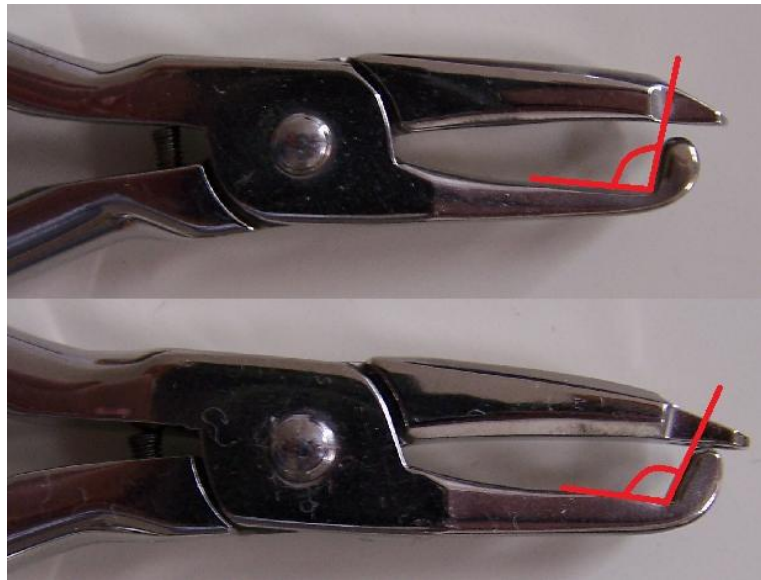


Abbildung 38 Dünne (oben) und dicke (unten) Bumpzange. Die roten Markierungen zeigen den Winkel der unteren Zangenbacke

Die unterschiedlichen Winkel erzeugen Bumps mit unterschiedlich starken Neigungen der Wände. Bei der dünnen Zange mit einem nahezu orthogonalen Winkel entsteht folglich ein in etwa rechtwinklig zur Schienenfläche stehender Bump, während bei der dicken Zange die seitlichen Wände des Bumps zu einer Seite geneigt sind. Bedingt durch die unterschiedliche Form der Bumps unterscheiden sich die geometrischen Elemente in der Folie (s. o.). In Abhängigkeit von der Form (Halbschalen, Knicke) und der Anzahl der geometrischen Elemente in dem Bump wird das Material unterschiedlich versteift (Hahn et al. 2009). In Bereichen starker Krümmung kann eine stärkere Versteifung beobachtet werden. Das hieße, dass ein geneigter Bump zumindest auf einer Seite weniger steif sein würde als ein orthogonaler Bump. Damit würde dieser Bump dem zu bewegenden Zahn weniger Widerstand entgegensetzen, die Rückstellkraft wäre folglich geringer. Ferner ist folgendes zu bedenken: Wird die Schiene eingesetzt, würde ein rechtwinkliger Bump vertikal entlang seiner seitlichen Wände annähernd auf Kompression belastet werden. In diesem Fall ist der Bump nahezu als starr zu betrachten. Ein geneigter Bump hingegen würde durch die seitlich zur Längsachse des Bumps abweichende Belastung leichter verformt werden. Auch aus

diesem Grund würde also ein rechtwinkliger Bump dem zu bewegenden Zahn einen größeren Widerstand entgegen setzen. Dies könnte die in der vorliegenden Studie gemessenen kleineren Kräfte bei Herstellung des Bumps mittels dicker Bumpzange erklären.

6.2.7. Einfluss einer simulierten Schluckkraft

Während die Schiene in Situ ist, ist sie Kräften, die durch Schluckvorgänge entstehen, ausgesetzt. Der Einfluss dieser Schluckkräfte auf die Kraftentwicklung an orthodontischen Geräten wurde in der Studienreihe, zu der auch die vorliegende Arbeit gehört, erstmals untersucht (vgl. ferner Engelke 2010, Hahn et al. 2011).

6.2.7.1. Einfluss einer simulierten Schluckkraft auf die auftretenden Kräfte

In der Literatur differieren die Angaben zu der Größe der beim Schlucken auf die Zähne wirkenden Kräfte. Schmuth (1992) spricht von einer durchschnittlichen okklusalen Belastungsgröße eines Molars von etwa 5 N. Ähnliche Kräfte wurden auch von Dos Santos und de Rijk (1993) gemessen (5-15 N). Demgegenüber stehen die Studien von Eichner (1963) und Proffit et al. (1983). Diese Autoren ermittelten deutlich größere interokklusale Kräfte. So gibt Eichner (1963) Kräfte zwischen 20 N und 40 N an. Die Messungen von Proffit et al. (1983) ergaben sogar noch größere Kräfte bis 48 N.

In der vorliegenden Studie wurde zur Simulation der Schluckkräfte ein Gewichtsäquivalent auf die zu messende Schiene gelegt. Zum Vergleich der an der Schiene auftretenden Kräfte wurden die Messungen einmal mit Gewicht und einmal ohne durchgeführt. Aufgrund der unterschiedlichen Aussagen zur Größe der beim Schlucken auftretenden okklusalen Kräfte wurde für die Versuche ein Gewicht von 30 N (3 Kg) verwendet, welches dem Mittelwert der in der Literatur angegebenen Schluckkräfte entspricht (Eichner 1963, Proffit et al. 1983). Insgesamt konnten bei den Messreihen mit Gewicht größere Kräfte festgestellt werden. Bei den an der Schiene generierten horizontalen Kräften (F_x) war dies Ergebnis statistisch nicht signifikant. In der graphischen Darstellung mittels Box-Whisker-Plots sind aber größere Kräfte bei den Messungen mit Gewicht zu erkennen (Abbildung 27 und Abbildung 28). Die intrusiven Kräfte (F_z) waren bei der Kippung nach palatinal bei den Messungen mit Gewicht statistisch signifikant größer. Bei der Kippung nach vestibulär war der Einfluss des Gewichts in der statistischen Analyse nicht einheitlich. Die graphische Darstellung mittels Boxplots zeigt aber auch hier wieder größere Kräfte bei den Messungen mit Gewicht (Abbildung 29).

Die Erhöhung der horizontalen (F_x) und intrusiven Kräfte (F_z) durch das Gewicht lässt sich wie folgt erklären. Durch das Gewicht wird die Schiene stärker auf die Zahnreihe gedrückt. Dabei ist zu beachten, dass das Gewicht nicht direkt im Bereich des Messzahnes wirkt, sondern nur im Eck- und Seitenzahnbereich über die Positionierhilfe auf der Schiene aufliegt (Abbildung 14). Obwohl die Schiene im Ganzen nach unten gedrückt wird, liegt die Schiene dem Messzahn inzisal nicht auf, weil der Bereich inzisal des Zahnes vor Herstellung der Schiene ausgeblockt wurde. Es kommt also nicht zu einer direkten intrusiven Kraftwirkung über den Scheitelpunkt der Schiene. Vielmehr wird durch das Gewicht der Anhebung der Schiene im Ganzen entgegengewirkt. Dies bewirkt, dass der Bump dem Zahn stärker anliegt und damit im Bereich des Bumps eine größere Kraft wirkt. Die Kraftwirkung des Gewichts wird also allein über den Bump vermittelt. Die Aufspaltung der Rückstellkraft in die Teilkräfte ändert sich dabei nicht. Durch die Tatsache, dass die Schiene im posterioren Bereich stärker auf die Zahnreihe gedrückt wird und sich im anterioren Bereich etwas abhebt resultiert eine stärkere elastische Verbiegung des gesamten Schienenkörpers mit entsprechend vergrößerter Rückstellkraft.

In den von Engelke (2010) und Hahn et al. (2011) durchgeführten Studien wurde ebenfalls der Einfluss der Schluckkraft auf die Kräfte und Drehmomente bei der orthodontischen Schientherapie untersucht. Dazu wurde ein oberer mittlerer Frontzahn bei der Derotation mittels einer Schiene mit einem Gewicht von 3 Kg belastet. Sowohl das rotative Drehmoment als auch die intrusive Kraft waren in allen Versuchen signifikant höher.

Auch hier lässt sich die Erhöhung der intrusiven Kräfte durch die bereits beschriebenen Mechanismen erklären. Dazu kommt ein weiterer Effekt. Dadurch, dass sich die Schiene durch das Gewicht weniger abhebt, liegt der Kontaktpunkt (der Schiene mit dem zu bewegenden Zahn) weiter inzisal. Im Bereich der Inzisalkante ist das Schienenmaterial stärker versteift und erzeugt dadurch größere Kräfte (Hahn et al. 2011).

6.2.7.2. Einfluss einer simulierten Schluckkraft auf die Zahnbewegung

Ob die, durch das Schlucken bewirkte, Erhöhung der Kräfte einen Einfluss auf die orthodontische Zahnbewegung hat, wurde bislang nicht erforscht. Lediglich eine Studie untersuchte im Tierexperiment die Auswirkungen von Kaukräften auf die orthodontische Zahnbewegung (Terespolsky et al. 2002). In den Versuchen wurde an Ratten ein unterer Frontzahn mithilfe einer Zugfeder bewegt. Um den Einfluss der Schluckkräfte auf den zu bewegenden Zahn zu untersuchen, befand sich dieser in einer Vergleichsgruppe in Okklusion,

in der anderen in Non-Okklusion. Die Autoren konnten keinen Einfluss der Schluckkräfte auf die orthodontische Zahnbewegung nachweisen. Da es sich bei der Zugfeder nicht um ein okklusal geschlossenes orthodontisches Gerät handelt, wurden die sich in Okklusion befindenden Zähne durch die Schluckkräfte direkt belastet. Eine Übertragung der Kräfte auf das orthodontische Gerät fand dabei nicht statt. Dies ist bei orthodontischen Schienen aber gerade der Fall (s. o.). Damit wurde der Einfluss einer Schluckkraft über ein orthodontisches Gerät auf die Zahnbewegung bisher überhaupt noch nicht untersucht.

Da die Zahnbewegung auch in der vorliegenden Studie nicht betrachtet wurde, sondern nur die resultierenden Kräfte, können hier nur theoretische Überlegungen angestellt werden. Beim Schlucken berühren sich kurzzeitig die obere und die untere Zahnreihe. Hierbei findet eine Kraftübertragung auf die Zähne vorwiegend in vertikaler Richtung statt (Brånemark et al. 1990). Befindet sich die Schiene in Situ, würde sie während des Schluckens stärker nach unten gedrückt werden und der Bump damit dem zu bewegenden Zahn stärker anliegen. Gleichzeitig würde eine stärkere elastische Deformation des gesamten Schienenkörpers stattfinden. Der Zahn wäre damit während des Schluckvorgangs größeren Kräften ausgesetzt (s. o.). Allerdings sind die beim Schlucken auftretenden Kräfte nur sehr kurz, sodass fraglich ist, ob die kurzzeitige Erhöhung der Kraft Auswirkungen auf die Bewegung des Zahnes hat. In der Literatur wird die Dauer des gesamten Schluckvorgangs mit 1,4 bis 3,4 Sekunden angegeben (Findlay und Kilpatrick 1960, Galen 2010, Sonies et al. 1988, Witt und Timper 1974), wobei drei Phasen unterschieden werden können, die orale, pharyngeale und ösophageale Phase (Witt und Timper 1974). Für die orale Phase des Schluckens wird eine durchschnittliche Dauer von ca. 1 Sekunde genannt (Möttig-Klenner 2011, Rateitschak und Wolf 2003). Da Zahnkontakte vermutlich nur in der ersten Phase entstehen, dürfte die Belastung der Parodontien in etwa der Dauer der ersten Phase entsprechen. Anhand der Schluckhäufigkeit pro Tag errechnete Schmuth (1992) eine durchschnittliche Belastung der Zähne von etwa 15 Minuten. Da die durchschnittliche Tragedauer für thermoplastisch geformte Schienen aber 20 Stunden beträgt (Barbagallo et al. 2008a, Boyd et al. 2000, Faltin et al. 2003), ist ein Einfluss der Schluckkräfte auf die orthodontische Zahnbewegung eher unwahrscheinlich.

Anders ist dies allerdings bei Patienten zu bewerten, die unter Parafunktionen wie Bruxismus leiden. Bruxismus ist definiert als parafunktionelles Knirschen, Pressen, Reiben oder/und Klemmen zwischen der oberen und unteren Zahnreihe, das tagsüber und während der Nacht auftreten kann (American Academy of Orofacial Pain 1996). Während des Bruxierens entstehen deutlich größere Kräfte als beim Kauen und Schlucken, zudem werden die

Parodontien über einen wesentlich längeren Zeitraum belastet (Slavicek und Sato 2004). Während normalerweise beim Kauen Kräfte von 200 N bis 500 N auftreten (Duyck et al. 2000, Eichner 1964, Tinschert et al. 1999), kann bei Bruxierern die durchschnittliche okklusale Belastung bis zu doppelt so groß sein (Göz 2000). Zudem wurden Belastungszeiten der Zähne durch parafunktionelle Kräfte von bis zu 2 Stunden/Tag gemessen (Göz 2000). Vor diesem Hintergrund würden bei einem Bruxierer, der mit einer orthodontischen Schiene behandelt werden würde, die Parodontien etwa 8-fach länger mit wesentlich stärkeren Kräften belastet werden als bei einem Patienten ohne Parafunktionen. In der Literatur differieren die Angaben zu der Häufigkeit von Bruxismus innerhalb der Bevölkerung zwischen 6 und 22 % (Lobbezoo und Lavigne 1997). Da sich überhaupt nur 57 % der Befragten ihrer Parafunktionen bewusst sind (Hanamura et al. 1987, Seherer 2006), ist mit einer eher größeren Anzahl zu rechnen. Damit ist die Zahl der Patienten, die unter diesem Krankheitsbild leiden, nicht zu vernachlässigen.

Die bei Bruxierern entstehenden pathologischen Kräfte könnten die an einer orthodontischen Schiene wirkenden Kräfte massiv erhöhen und die Zähne traumatisch schädigen. Im Rahmen orthodontischer Zahnbewegungen wird immer wieder über pathologisch erhöhte Zahnbeweglichkeiten berichtet. Als ursächlich hierfür werden in der Literatur u. a. dislozierende Frühkontakte oder eine zu große Kraftapplikation genannt (Atack et al. 1996, Boyd et al. 1989). Durch eine mechanische Überbelastung wird im Parodontalspalt eine sterile Entzündung induziert (Schärer 1974). Klinisch ist dies an einer starken Lockerung der betroffenen Zähne zu erkennen.

Sind die an den Schienen generierten Kräfte schon von vornherein groß, kann es durch Parafunktionen zu übermäßig großen Kräften kommen, die die Zähne traumatisch schädigen. Vor diesem Hintergrund sollten die an orthodontischen Schienen generierten Kräfte möglichst klein gewählt werden, um das Risiko traumatischer Schädigungen so weit wie möglich zu minimieren.

7. Zusammenfassung

In der zahnärztlichen Literatur ist eine Vielzahl an klinischen Fallvorstellungen zur Behandlung von Zahnfehlstellungen mittels thermoplastisch geformter Schienen zu finden. Die dabei durch die Schienen erzeugten Kräfte wurden jedoch bis dato nur unzureichend untersucht. Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, die an einer von Sheridan et al. (1994a, 2003) entwickelten orthodontischen Schiene auftretenden Kräfte bei der Kippung des ersten maxillären Inzisivus in vitro zu evaluieren. Während bei der klassischen Schientherapie die Zahnbewegung durch Set-ups erfolgt, wird sie bei dieser Methode durch in die Schiene eingearbeitete kleine Druckpunkte (sog. Bumps) durchgeführt. Die Herstellung der Bumps erfolgt mittels speziell für diesen Schientyp angebotener Zangen. In der Arbeit wurde im Detail untersucht, welche Kräfte generell an der Schiene durch Bumps bei der Kippbewegung des ersten maxillären Frontzahnes entstehen. Von Interesse war ferner, ob sich die Kräfte bei unterschiedlichen Bumppositionen und Bumptiefen verändern und ob die Zangenform sowie die Schluckkraft einen Einfluss auf die Größe der an den Schienen auftretenden Kräfte haben. Durch die vorliegenden Untersuchungen wurden folgende Erkenntnisse gewonnen. In thermoplastisch geformte Schienen eingearbeitete Bumps erzeugen ein komplexes Kraftsystem. Neben horizontalen Kräften zur kippenden Bewegung konnten auch intrusive Kräfte nachgewiesen werden. Die in der vorliegenden Studie ermittelten Kräfte waren in der Regel deutlich größer als die bislang in der Literatur empfohlenen und an orthodontischen Schienen gemessenen Kräfte, allerdings nur etwas größer als die Kräfte, welche bei der Kippung eines oberen Frontzahns mit klassischen orthodontischen Schienen im Rahmen dieser Studienserie (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009, Hahn et al. 2010, Hahn et al. 2011) gemessen worden sind. Eine Vertiefung der Bumps führte zu statistisch signifikant größeren horizontalen und intrusiven Kräften. Je nach Positionierung des Bumps wurden trotz identischer Bumptiefen unterschiedlich große horizontale und vertikale Kräfte erzeugt. Die horizontalen Kräfte waren bei der Kippung nach palatinal größer. Statistisch war dieses Ergebnis aber nur bei Herstellung der Bumps mittels dünner Zange signifikant. Bei den intrusiven Kräften konnte kein einheitlicher Einfluss der Bumpposition auf die Größe der auftretenden Kräfte nachgewiesen werden. Größere Bumptiefen führten zu einer größeren Streuung der auftretenden Kraftgrößen. Die Breite der Wirkstelle des Zangenkopfes hatte in Abhängigkeit von der Bumpposition einen unterschiedlichen Einfluss auf die Größe der auftretenden Kräfte. Bei der Kippung nach palatinal erzeugte die dünne Zange statistisch signifikant größere horizontale und intrusive Kräfte. Bei der Kippung nach vestibulär war dieses Ergebnis in der Tendenz auch graphisch zu erkennen, statistisch jedoch nicht

signifikant. Die simulierte Schluckkraft erzeugte nur bei der Kippung nach palatinal statistisch signifikant größere intrusive Kräfte. In der graphischen Darstellung waren jedoch auch bei der Kippung nach vestibulär die auftretenden horizontalen und intrusiven Kräfte sowie bei der Kippung nach palatinal die horizontalen Kräfte tendenziell mit Gewicht größer. Abschließend kann festgehalten werden, dass bereits bei geringen Auslenkungsstrecken große Kräfte auf die zu bewegenden Zähne wirken, was bei dem Einsatz thermoplastisch geformter Schienen in der kieferorthopädischen Therapie bedacht werden sollte.

8. Anhang: Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse (Tab. 43-56)

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,3811
Zange	0,4606
Gewicht*Zange	0,9968
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	0,4225
Zange*Bumptiefe	0,9637
Gewicht*Zange*Bumptiefe	0,8992

Tabelle 43 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (Fx)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die verwendete Zange (dick/dünn) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,5884
Zange	<0,0001
Gewicht*Zange	0,9553
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	0,6064
Zange*Bumptiefe	0,4080
Gewicht*Zange*Bumptiefe	0,9814

Tabelle 44 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (Fx)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die verwendete Zange (dick/dünn) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Gewicht	<0,0001
Zange	0,3212
Gewicht*Zange	0,6658
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	<0,0001
Zange*Bumptiefe	0,6850
Gewicht*Zange*Bumptiefe	0,7981

Tabelle 45 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (Fz)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die verwendete Zange (dick/dünn) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Zange	0,3860
Bumptiefe	<0,0001
Zange*Bumptiefe	0,6828

Tabelle 46 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (Fz)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und die verwendete Zange (dick/dünn)

Effekt	p-Wert
Zange	0,5937
Bumptiefe	<0,0001
Zange*Bumptiefe	0,9077

Tabelle 47 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (Fz)** bei der **Kippung nach vestibulär** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und die verwendete Zange (dick/dünn)

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,0002
Zange	0,0261
Gewicht*Zange	0,2711
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	0,1402
Zange*Bumptiefe	0,4642
Gewicht*Zange*Bumptiefe	0,9799

Tabelle 48 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (Fz)** bei der **Kippung nach palatinal** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die verwendete Zange (dick/dünn) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,5315
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	0,8960
Bewegung	0,1849
Bewegung*Gewicht	0,8859
Bewegung*Bumptiefe	0,1545
Bewegung*Gewicht*Bumptiefe	0,4637

Tabelle 49 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (Fx)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die Bewegung (Kipp.pal./vest.) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,3736
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	0,9871
Bewegung	<0,0001
Bewegung*Gewicht	0,7695
Bewegung*Bumptiefe	0,3310
Bewegung*Gewicht*Bumptiefe	0,5487

Tabelle 50 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **horizontale Kraft (F_x)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünnere Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die Bewegung (Kipp.pal./vest.) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Gewicht	<0,0001
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	0,7275
Bewegung	0,0061
Bewegung*Gewicht	0,0649
Bewegung*Bumptiefe	<0,0001
Bewegung*Gewicht*Bumptiefe	0,0030

Tabelle 51 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung der Bumps mittels **dicker Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die Bewegung (Kipp.pal./vest.) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Bumptiefe	<0,0001
Bewegung	0,0046
Bumptiefe*Bewegung	<0,0001

Tabelle 52 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei Herstellung des Bumps mittels **dicker Zange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und die Bewegungsrichtung (Kipp.pal./vest.)

Effekt	p-Wert
Bumptiefe	<0,0001
Bewegung	0,4558
Bumptiefe*Bewegung	0,0245

Tabelle 53 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (F_z)** bei der Herstellung der Bumps mittels **dicker Zange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und die Bewegungsrichtung (Kipp.pal./vest.)

Effekt	p-Wert
Gewicht	0,0009
Bumptiefe	<0,0001
Gewicht*Bumptiefe	0,4870
Bewegung	0,4395
Bewegung*Gewicht	0,9638
Bewegung*Bumptiefe	0,0010
Bewegung*Gewicht*Bumptiefe	0,0301

Tabelle 54 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die **intrusive Kraft (Fz)** bei Herstellung der Bumps mittels **dünnere Bumpzange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°), die Bewegung (Kipp.pal./vest.) und das Gewicht (mit/ohne)

Effekt	p-Wert
Bumptiefe	<0,0001
Bewegung	0,6218
Bumptiefe*Bewegung	0,0016

Tabelle 55 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **mit Gewicht** für die **intrusive Kraft (Fz)** bei Herstellung des Bumps mittels **dünnere Zange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und die Bewegungsrichtung (Kipp.pal./vest.)

Effekt	p-Wert
Bumptiefe	<0,0001
Bewegung	0,5579
Bumptiefe*Bewegung	0,4893

Tabelle 56 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse **ohne Gewicht** für die **intrusive Kraft (Fz)** bei Herstellung des Bumps mittels **dünnere Zange** in Bezug auf die Bumptiefe (30°, 60°, 90°) und die Bewegungsrichtung (Kipp.pal./vest.)

9. Literaturverzeichnis

American Academy of Orofacial Pain: Orofacial Pain, Guidelines for Assessment, Diagnosis and Management. Quintessence, Chicago 1996

Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B (1991): Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99(5), 427-440

Andreasen GF, Johnson P (1967): Experimental findings on tooth movement under two conditions of applied force. *Angle Orthod* 37, 9-12

Andreasen GF, Zwanziger D (1980): A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am J Orthod* 78, 25-40

Apajalahti S, Peltola JS (2007): Apical root resorption after orthodontic treatment - a retrospective study. *Eur J Orthod* 29, 408-412

Armbruster P, Sheridan JJ, Nguyen P (2003): An Essix intrusion appliance. *J Clin Orthod* 37(8), 412-416

Atack N, Sandy J, Addy M (1996): Periodontal and microbiological changes associated with the placement of orthodontic appliances. A review. *J Periodontol* 67, 78

Baldwin DK, King G, Ramsay DS, Huang G, Bollen AM (2008): Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 3: Premolar extraction patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 133(6), 837-845

Barbagallo LJ, Jones AS, Petocz P, Darendeliler MA (2008a): Physical properties of root cementum: Part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 133(2), 218-227

Barbagallo LJ, Shen G, Jones AS, Swain MV, Petocz P, Darendeliler MA (2008b): A novel pressure film approach for determining the force imparted by clear removable thermoplastic appliances. *Ann Biomed Eng* 36(2), 335-341

Baumrind S (1969): A reconsideration of the property of the pressure tension hypothesis. *Am J Orthod* 55, 12-22

Beck BW, Harris EF (1994): Apical root resorption in orthodontically treated subjects: Analysis of edgewise and light wire mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 105(4), 350-361

Bernau R, Bredy E (1990): Erwachsenenbehandlung mit abnehmbaren Apparaturen? Ein Beitrag zur kieferorthopädisch-prothetischen Zusammenarbeit. *Fortschr Kieferorthop* 51(1), 23-28

Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A (1999): Simulation of orthodontic tooth movements. *J Orofac Orthop* 60(2), 136-151

Boyd RL, Vlaskalic V (2001): Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the Invisalign appliance. *Sem Orthod* 7(4), 274-293

Boyd RL, Leggott P, Quinn R, Eakle W, Chambers D (1989): Perodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal peridontal tissues versus those of adolescents. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 96, 191

Boyd RL, Miller RJ, Vlaskalic V (2000): The Invisalign system in adult orthodontics: mild crowding and space closure cases. *J Clin Orthod* 34(4), 203-212

Brånemark, P-I, Zarb G, Albrektsson T: Gewebeintegrierter Zahnersatz: Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. 4. Auflage, Quintessenz, Berlin 1990

Brezniak N (2008): The clear plastic appliance. *Angle Orthod* 78(2), 381-382

Brezniak N, Wasserstein A (2008): Root resorption following treatment with aligners. *Angle Orthod* 78(6), 1119-1124

Brin I, Ben-Bassat Y, Heling I, Engelberg A (1991): The influence of orthodontic treatment on previously traumatized permanent incisors. *Eur J Orthod* 13(5), 372-377

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ (1980): Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 77, 396-409

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2008): Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their independency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 133(5), 681-689

Christiansen RL, Burstone CJ (1969): Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* 55(4), 353-369

Clements KM, Bollen AM, Huang G, King G, Hujoel P, Ma T (2003): Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 2: Dental improvements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 124(5), 502-508

Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M (1993): Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 104(5), 448-454

Coolidge E (1937): The thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc* 24, 1260-1265

Darendeliler MA, Kharbanda OP, Chan EK, Srivicharnkul P, Rex T, Swain MV, Jones AS, Petocz P (2004): Root resorption and its association with alterations in physical properties, mineral contents and resorption craters in human premolars following application of light and heavy controlled orthodontic forces. *Orthod Craniofac Res* 7(2), 79-97

Diedrich P (1990): Biomechanische Prinzipien für orthodontische Bewegungen bei reduziertem Attachment. *Dtsch Zahnärztl Z* 45(2), 78-81

Djeu G, Shelton C, Maganzini A (2005): Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 128(3), 292-298

Dos Santos Junior J, de Rijk WG (1993): Occlusal contacts: vectorial analysis of forces transmitted to temporomandibular joint and teeth. *Cranio* 11(2), 118-125

Duyck J, De Cooman M, Puers R, Vander Slot J, Naert I (2000): Threedimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *J Oral Rehabil* 29, 744-753

Eichner K (1963): Messung von Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 18, 915-924

Eichner K (1964): Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 19, 415-426

Elsasser WA (1950): Some observations on the history and uses of the Kesling Positioner. *Am J Orthod* 36, 368-374

Engelke B: Kraft- und Drehmomentabgabe thermoplastisch geformter Schienen bei Frontzahnderotation vor und nach Alterungssimulation. Med. Diss. Göttingen 2010

Faltin RM, Arana-Chavez VE, Faltin K, Sander FG, Wichelhaus A (1998): Root resorptions in upper first premolars after application of continuous intrusive forces. Intra-individual study. *J Orofac Orthop* 59(4), 208-219

Faltin RM, de Almeida MAA, Kessner CA, Faltin K (2003): Efficiency, three-dimensional planning and prediction of the orthodontic treatment with the Invisalign System: case report. *R Clin Orthodon Dental Press* 2, 61-71

Farrar JN (1876): An inquiry into physiological and pathological changes in animal tissues in regulating teeth. *Dent Cosmos* 18(1), 13-24

Findlay I, Kilpatrick S (1960): An analysis of myographic records of swallowing in normal and abnormal subjects. *J Dent Res* 39, 629-635

Galen, S: B- und M-Mode-Sonographie der Zunge während des Schluckens. Med. Diss. Berlin 2010

Goose DH (1956): Variability of the form of maxillary permanent incisors. J Dent Res 35(6), 902-908

Göz G: Die kieferorthopädische Zahnbewegung. Untersuchungen zur Biologie und Mechanik. Carl Hanser Verlag, München Wien 1987

Göz G: Zahnbewegung; in: Kieferorthopädie II, Therapie; hrsg. v. Diedrich P; Bd. 11/II; 4. Auflage, Urban und Fischer, München Jena 2000, 28-45

Grimm FM (1972): Bone bending, a feature of orthodontic tooth movement. Am J Orthod 62(4), 384-393

Gühring W, Barth J: Grundwissen für Zahntechniker. Anatomie: spezielle Biologie des Kausystems. 3. Auflage, Neuer Merkur GmbH, München 1992

Hahn W: Kraft-Drehmomentabgabe und Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen zur orthodontischen Zahnbewegung. Med. Habil.-Schr. Göttingen 2009

Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonzari R (2009): Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. Am J Orthod Dentofac Orthop 136(1), 12.e 1-7

Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonzari R (2010): Torquing an upper central incisor with aligners-acting forces and biomechanical principles. Eur J Orthod 32, 607-613

Hahn W, Engelke B, Jung K, Dathe H, Kramer F-J, Rödiger T, Kubein-Meesenburg D, Gruber RM (2011): The influence of occlusal forces on force delivery properties of aligners during rotation of an upper central incisor. Angle Orthod 81(6), 1057-1063

Hanamura H, Houston F, Rylander H, Carlsson GE, Haraldson T, Nyman S (1987): Periodontal status and bruxism. A comparative study of patients with periodontal disease and occlusal parafunctions. *J Periodontol* 58, 173-176

Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA (2006): Physical properties of root cementum: Part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: A microcomputed tomography scan study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 130(5), 639-647

Harzer W: Lehrbuch der Kieferorthopädie. Hanser-Verlag, Dresden 1998

Häupl K: Gewebsumbau und Zahnverdrängung in der Funktions-Kieferorthopädie. Eine funktionell-histologische Studie. Barth, Leipzig 1938

Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC (2008): Mechanobiology of tooth movement. *Eur J Orthod* 30(3), 299-306

Hilliard K, Sheridan J (2000): Adjusting Essix appliance at chairside. *J Clin Orthod* 34(4), 236

Hixon EH, Aasen TO, Arango J, Clark RA, Klosterman R, Miller SS, Odom WM (1970): On force and tooth movement. *Am J Orthod* 57(5), 476-489

Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, Faltin K, Sander FG (2007): Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod* 77(4), 653-659

Hollender L, Rönnerman A, Thilander B (1980): Root resorption, marginal bone support and clinical crown length in orthodontically treated patients. *Eur J Orthod* 2, 197-205

Joffe L (2003): Invisalign: early experiences. *J Orthod* 30(4), 348-352

Kahl-Nieke B: Einführung in die Kieferorthopädie. 2. Auflage, Urban & Fischer, München 2001

Kesling HD (1945): The philosophy of the tooth positioning appliance. Am J Orthod Oral Surg 31(6), 297-304

Kesling HD (1946): Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. Am J Orthod Oral Surg 32(5), 285-293

Körper K (1962): Die elastische Deformierung menschlicher Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 17, 691-698

Krishnan V, Davidovitch Z (2006): Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. Am J Orthod Dentofac Orthop 129, 469.e 1-469.e 32

Kubein D, Krüger W (1979): Physiologische Frontverzahnung. Fortschr Kieferorthop 40(2), 167-174

Kubein D, Jäger A, Bormann V (1984): Systematik der Distalisation oberer Sechser mit dem indirekten Headgear, Fortschr Kieferorthop 45, 128-140

Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK (2008): Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. Am J Orthod Dentofac Orthop 133(2), 228-234

Lehmann K, Hellwig E: Zahnärztliche Propädeutik. 9. Auflage, Urban und Fischer, München 2002

Levander E, Malmgren O (1988): Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. Eur J Orthod 10, 30-38

Lindauer SJ, Shoff RC (1998): Comparison of Essix and Hawley retainers. J Clin Orthod 32(2), 95-97

Linge L, Linge BO (1991): Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99(1), 35-43

Lobbezoo F, Lavigne GJ (1997): Do bruxism and temporomandibular disorders have a cause-and-effect relationship? *J Orofac Pain* 11, 15-23

Maltha JC, Dijkman GE (1996): Discontinuous forces cause less extensive root resorption than continuous forces. Abstracts of lectures. *Eur J Orthod* 18, 420

Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM, Pilon JJ (1993): Relation between force magnitude and orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod* 15, 452

Maltha JC, van Leeuwen EJ, Kuijpers-Jagtman AM (1995): Tissue reaction to light orthodontic forces. Abstracts of lectures. *Eur J Orthod* 17, 329-353

Maltha JC, van Leeuwen EJ, Dijkman GE, Kuijpers-Jagtman AM (2004): Incidence and severity of root resorption in orthodontically moved premolars in dogs. *Orthod Craniofac Res* 7, 115-121

Marcotte MR: Segmentierte Bogentechnik in der Praxis. Leitfaden für eine rationelle Kieferorthopädie. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln 1992

Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Vom Defekt zur Restauration. 6. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2008

Masella RS, Meister M (2006): Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 129, 458-468

McNamara JA, Kramer KL, Juenker JP (1985): Invisible retainers. *J Clin Orthod* 19(8), 570-578

Meier B, Wiemer KB, Miethke RR (2003): Invisalign - Ein Patientenprofil. *J Orofac Orthop* 64, 352-358

Melkos AB (2005): Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method. *Med Sci Monit* 11(5), 39-42

Moskowitz EM, Sheridan JJ, Celenza F, Tovilo K, Munoz AM (1997): Essix Appliances- Provisional anterior prosthesis for pre and post implant patients. *NY State Dent J* 63(4), 32-35

Möttig-Klenner, A-M: *Oberflächenelektromyographie als Biofeedback-Verfahren in der Dysphagiediagnostik*, 1. Auflage, Schulz-Kirchner-Verlag, Idstein 2011

Mühlemann HR (1951): Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 4, 1220-1233

Mühlemann HR, Zander HA (1954): Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. *J Periodontol* 25, 128-137

Nahoum HI (1964): The vacuum formed dental contour appliance. *NY State Dent J* 9, 385-390

Natali AN, Pavan PG, Scarpa C (2004): Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater* 20, 623-629

Nikolai RJ (1975): On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod* 68(3), 290-302

Oppenheim A (1911): Tissue changes particularly of the bone, incident to tooth movement. *Am J Orthod* 57, 113-132

Oppenheim A (1942): Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. *Am J Orthod Oral Surg* 28(5), 263-301

Owen AH (2001): Accelerated Invisalign treatment. *J Clin Orthod* 35(6), 381-385

Owman-Moll P, Kurol J (2000): Root resorption after orthodontic treatment in high- and low-risk patients: analysis of allergy as a possible predisposing factor. *Eur J Orthod* 22(6), 657-663

Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1996): Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod* 18, 141-150

Picton DC (1965): On the part played by the socket in tooth support. *Arch Oral Biol* 10, 945-955

Ponitz RJ (1971): Invisible retainers. *Am J Orthod* 59(3), 266-272

Proffit WR: Contemporary Orthodontics. Calif: Mosby, Inc, 3. Auflage, St Louis 2000

Proffit WR, Fields HW, Nixon WL (1983): Occlusal forces in normal- and long-face adults. *J Dent Res* 62(5), 566-570

Pryputniewicz RJ, Burstone CJ (1979): The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 58, 1754-1764

Quinn RS, Yoshikawa DK (1985): A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod* 88(3), 252-260

Rateitschak K, Wolf H: Parodontologie, Farbatlant der Zahnmedizin 1, 3. Auflage, Thieme-Verlag, Zürich 2003

Reitan K (1957): Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 43(1), 32-45

Reitan K (1967): Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod* 53, 721-745

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (2003): Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 73(1), 86-92

Rinchuse DJ, Rinchuse DJ (1997): Active tooth movement with Essix-based appliances. *J Clin Orthod* 31(2), 109-112

Rost D, Schwarze C, Hilgers R (1993): Materialeigenschaften der Werkstoffe für Positioner - eine In-vitro-Untersuchung. *Fortschr Kieferorthop* 54(2), 71-75

Rost D, Schwarze CW, Hilgers RD (1995): Die Kraftabgabe von Positionern bei unterschiedlicher Schneidezahnprotrusion. *Fortschr Kieferorthop* 56(2), 104-109

Sander C, Wiethoff HC, Sander FM (2009): Die kieferorthopädische Behandlung mit thermoplastischen Schienen. *Inf Orthod Kieferorthop* 41(3), 183-188

Sandsted C (1904): Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung. *Nord Tändl Tidskr* 5, 236-256

Schärer P (1974): Bruxism. Physiology of mastication. *Front Oral Physiol* 1, 293-322

Schmuth G: Kieferorthopädie II, Praxis der Zahnheilkunde, Band 12. 3. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München 1992

Schroeder HE: The Periodontium. Springer, Berlin 1986

Schroeder HE: Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. 5. Auflage, Thieme-Verlag, Stuttgart 2000

Schuster S, Eliades G, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG (2004): Structural conformation and leaching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 126(6), 725-728

Schwarz AM (1931): Die Gewebsveränderungen bei orthodontischen Maßnahmen. Fortschr Orthod 1, 381-407

Schwarz AM (1932a): Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int J Orthod 18, 331-352

Schwarz AM (1932b): Die Gewebsveränderungen bei orthodontischen Maßnahmen. Fortschr Orthod 2, 11-49

Sehrer GM: Bruxismus als Risikofaktor für craniomandibuläre Dysfunktionen (CMD) bei Kindern und Jugendlichen. Med. Diss. Halle-Wittenberg 2006

Sheridan JJ (1995): Essix thermosealed appliances: various orthodontic uses. J Clin Orthod 29(2), 108-113

Sheridan JJ (1996): The essix bracket choice appliance. J Clin Orthod 30(4), 203-205

Sheridan JJ, LeDoux W, McMinn R (1993): Essix-Retainers: Fabrication and supervision for permanent retention. J Clin Orthod 27(1), 37-45

Sheridan JJ, LeDoux W, McMinn R (1994a): Essix appliances: minor tooth movement with divots and windows. J Clin Orthod 28, 659-663

Sheridan JJ, McMinn R, LeDoux W (1994b): Essix technology for the fabrication of temporary anterior bridges. J Clin Orthod 28(8), 482-486

Sheridan JJ, Armbruster P, Moskowitz E, Nguyen P (2001): Avoiding demineralization and bite alteration from full-coverage plastic appliances. J Clin Orthod 35(7), 444-448

Sheridan JJ, Hillard K, Armbruster P: Essix Appliance Technology: Applications, Fabrication and Rationale. GAC International, Inc., Bohemia NY 2003

Sjolien T, Zachrisson BU (1973): Periodontal bone support and tooth length in orthodontically treated and untreated persons. Am J Orthod 64(1), 28-37

Slavicek R, Sato S (2004): Bruxismus als Stressbewältigungsfunktion des Kauorgans. Wien Med Wochenschr 154 (22-23), 584-589

Smith RJ, Burstone CJ (1984): Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 85(4), 294-307

Sonies B, Parent L, Morrish K, Baum B (1988): Durational aspects of the oral-pharyngeal phase of swallowing in normal adults. Dysphagia 3, 1-10

Stenvik A, Mjör IA (1970): Pulp and dentin reactions to experimental tooth intrusion. A histologic study of the initial changes. Am J Orthod 57(4), 370-385

Storey E, Smith R (1952): Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J 56, 11-18

Terespolsky MS, Brin I, Harari D, Steigman S (2002): The effect of functional occlusal forces on orthodontic tooth movement and tissue recovery in rats. Am J Orthod Dentofac Orthop 121(6), 620-629

Tinschert J, Doose B, Fischer H, Marx R (1999): Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550

Vlaskalic V, Boyd RL (2002): Clinical evolution of the Invisalign appliance. J Calif Dent Assoc 30(10), 769-776

Warunek SP, Sorensen SE, Cunat JJ, Green LJ (1989): Physical and mechanical properties of elastomers in orthodontic positioners. Am J Orthod Dentofac Orthop 95(5), 388-400

Weiland F (2003): Apikale Wurzelresorptionen als Folge unterschiedlicher kieferorthopädischer Krafteinwirkung. Inf Orthod Kieferorthop 35, 199-203

Wickwire NA, McNeil MH, Norton LA, Duell RC (1974): The effects of tooth movement upon endodontically treated teeth. Angle Orthod 44(3), 235-242

Witt E, Timper E (1974): Experimentelle Untersuchungen über Schluckdauer und Schluckhäufigkeit bei Kindern und Erwachsenen mit verschiedenen Anomalien. J Orofac Orthop 35(4), 306-322

Wood G: The ideal smile manual, Dentsply GAC, o. O., o. J.

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Herrn PD Dr. W. Hahn, Oberarzt der Abteilung Kieferorthopädie des Uniklinikums Göttingen, für die engagierte Betreuung der Arbeit sowie seine wertvollen Anregungen und Hinweise.

Außerdem möchte ich Herrn Prof. Dr. D. Kubein-Meesenburg, dem Direktor der kieferorthopädischen Abteilung danken, der diese Arbeit überhaupt erst ermöglicht hat.

Ich danke Frau Dr. Julia Fialka-Fricke für die Mithilfe bei der Planung und Betreuung der Arbeit.

Des Weiteren möchte ich mich bei denjenigen bedanken, die bei der Studienserie zu der vorliegenden Arbeit mitgewirkt haben. Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Dr. Benjamin Engelke, der sehr viel Hilfe bei der Vorarbeit zu dieser Arbeit geleistet hat.

Mein weiterer Dank gilt den Mitarbeitern der Abteilung für Medizinische Statistik, insbesondere Frau Katharina Lange, Frau Antonia Zapf sowie Herrn Dr. rer. Nat. Henning Dathe.

Meinem Mann Rene Erfurth danke ich für die zahlreichen Diskussionen, Korrekturen und Anregungen. Ohne seine Unterstützung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Lebenslauf

Ich wurde am 7.10.1981 in Vorwerk in der Nähe von Bremen zusammen mit meiner Zwillingsschwester geboren. Wir waren die ältesten von vier Kindern meiner Eltern Hannelore Jach, geb. Fischer und Prof. Dr. Frank-Rüdiger Jach.

Im Jahr 1988 wurden meine Zwillingsschwester und ich in die Freie Waldorfschule am Maschsee in Hannover eingeschult. In der dritten Klasse zogen wir aus beruflichen Gründen meines Vaters nach Bremen, wo wir ebenfalls die Freie Waldorfschule besuchten. Nach vier Jahren stand wieder ein Ortswechsel zurück nach Hannover an. Im Jahr 1999 wechselten wir auf das katholische Gymnasium St. Ursula in Hannover, wo wir im Jahr 2002 die allgemeine Hochschulreife erlangten.

Zum Wintersemester desselben Jahres begann ich ein Medizinstudium an der Charité in Berlin. Zum WS 04/05 wechselte ich zur Zahnmedizin in Göttingen, wo ich im März 2005 die naturwissenschaftliche Vorprüfung, im April 2006 die Zahnärztliche Vorprüfung und im Dezember 2008 die Zahnärztliche Prüfung ablegte.

Seit 2008 führte ich begleitend zum Studium die Experimente zu meiner Dissertation durch. Nach dem Examen widmete ich mich ein halbes Jahr dem ausschließlichen Schreiben der Arbeit. Im Mai 2009 heiratete ich René Erfurth, im Juli des selben Jahres kam meine Tochter Emilia Laetizia zur Welt. Nach einem halben Jahr Elternzeit begann ich meine Assistenzzeit am Universitätsklinikum Göttingen in der Abteilung Kieferorthopädie, wo ich seitdem tätig bin.