

Treatment efficiency of mini-implant-borne distalization depending on age and second-molar eruption

Effizienz miniimplantatgestützter Molarendistalisierung abhängig vom Patientenalter und dem Durchbruch der zweiten Molaren

Manuel Nienkemper¹, Benedict Wilmes¹, Alexander Pauls¹, Shuji Yamaguchi¹, Björn Ludwig², Dieter Drescher¹

Abstract

Objective. The aim of this study was to evaluate the efficiency of molar distalization depending on age and second-molar eruption using the Beneslider.

Materials and methods. Treatment of 51 patients (mean age 17.8 ± 9.6 years) was investigated retrospectively by means of pre- and posttreatment cephalograms. Patients were divided into three groups: 14 children with unerupted upper second molars (group 1), 23 adolescents with second molar in place (group 2), and 14 adults (group 3). The distalization forces applied were 2.4 N in group 1 and 5.0 N in groups 2 and 3. Treatment changes were evaluated and examined statistically for significant differences.

Results. In all patients a Class I molar relationship was achieved. All mini-implants remained stable during treatment. Mean distalization distance as measured by the displacement of the center of resistance was 3.6 ± 1.9 mm (range 1.2–8.5 mm depending on treatment needs). Since no significant tipping was detected, the type of movement can be described as bodily movement. Mean overall distalization speed was 0.6 ± 0.4 mm per month. There were no statistical differences between the groups.

Conclusion. We found the Beneslider to be an effective appliance that enables bodily distalization in adequate treatment time. The higher resistance due to erupted second molars can be compensated by the use of higher forces without significantly reducing distalization speed.

Zusammenfassung

Zielsetzung. Ziel dieser Studie war die Überprüfung der Effizienz der Distalisierung oberer Molaren mittels des Benesliders in Abhängigkeit vom Alter der Patienten und dem Durchbruchsstadium der zweiten Molaren.

Material und Methoden. Evaluiert wurde die Behandlung von 51 Patienten (Durchschnittsalter $17,8 \pm 9,6$ Jahre). Die Effekte der Distalisierung wurden mithilfe von prä- und posttherapeutischen Fernröntgenseitenbildern untersucht. Es erfolgte eine Gruppeneinteilung in Kinder ohne durchgebrochene obere zweite Molaren (Gruppe 1, $n=14$), Jugendliche mit durchgebrochenen oberen zweiten Molaren (Gruppe 2, $n=23$) und Erwachsene (Gruppe 3, $n=14$). In Gruppe 1 wurden zur Distalisierung Kräfte von 2,4 N, in den Gruppen 2 und 3 von 5 N appliziert. Die Veränderungen wurden anhand der Fernröntgenseitenbilder ausgewertet und hinsichtlich statistisch signifikanter Unterschiede untersucht.

Ergebnisse. Bei allen Patienten konnte eine Klasse-I-Verzahnung erreicht werden. Alle inserierten Miniimplantate verblieben während der gesamten Behandlung stabil. Die Distalisierungstrecke wurde anhand der Bewegung des Widerstandszentrums der oberen ersten Molaren festgestellt und betrug durchschnittlich $3,6 \pm 1,9$ mm. Das Ausmaß der Distalisierung variierte befundbezogen zwischen 1,2 und 8,5 mm. Es handelte sich um eine nahezu körperliche Bewegung der Molaren, eine signifikante Kippung konnte nicht beobachtet werden. Über die gesamte Behandlungszeit wurde eine Distalisierungsgeschwindigkeit von $0,6 \pm 0,4$ mm pro Monat festgestellt. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gab es nicht.

Schlussfolgerung. Mittels Beneslider wurde eine effektive und körperliche Molarendistalisierung in angemessener Behandlungsdauer erreicht. Der höhere Widerstand, den durchgebrochene zweite Molaren bewirken, kann durch eine Steigerung der applizierten Kräfte ausgeglichen werden. Eine signifikante Verringerung der Distalisierungsgeschwindigkeit konnte vermieden werden.

¹ Department of Orthodontics, Heinrich-Heine-University, Düsseldorf, Germany

² Private Practice, Traben-Trarbach, Germany

Keywords

Orthodontics · Skeletal anchorage · Distalization · Malocclusion · Anterior crowding

Introduction

Class II malocclusion and anterior crowding are common clinical findings. To avoid extraction therapy, upper-molar distalization is regarded as the preferred method to create space and establish a Class I relationship [1, 12]. A vast number of appliances and treatment protocols have been described in the literature. Kloehn first introduced indirect cervical headgear in 1953 [37]. Major disadvantages of that method are the aesthetic drawbacks and need for the patient's cooperation, in addition to various side-effects such as tipping and molar extrusion [19]. A great variety of intramaxillary noncompliance mechanics have been developed to improve molar distalization [22, 43]. One of these appliances is the Pendulum with its modifications [20, 31]. The distalizing force is generated by specially-designed sectional wires. This approach allows distalization without friction. However, clinical investigations found that the principal type of tooth movement was distal tipping of the molars [4, 5]. Other approaches are based on sliding mechanics using a rigid guiding wire to keep the molars from tipping, such as the Distal Jet or Keles Slider [7, 27]. In in-vitro investigations, such mechanics have demonstrated nearly translatory molar distalization in the sagittal dimension [29, 30]. In contrast to cervical headgear, all these mechanics employ an indirect mode of anchorage. The anchorage unit consists of a modified Nance button connected to the anterior dentition by sectional wires. Anchorage loss in terms of mesial migration of the anterior dentition was found to range from 24–55% [13]. Apart from moving the anterior dentition in the wrong direction, this may also cause severe root resorption by pushing the unerupted canine towards the root of the lateral incisor in mixed dentition [35]. Employing indirect anchorage also implies a “round-tripping” type of tooth movement, since—after serving as anchorage unit—the anterior dentition must be distalized in a second treatment phase.

Thus, keeping these aspects in mind, an effective distalization device should

- provide stable anchorage and
- employ a direct mode of anchorage.

Designed to improve anchorage in orthodontics, mini-implants have become popular in recent years [24, 44], and various kinds of mini-implant-borne distalization approaches have been described. However, there is still a lack of well-designed studies focusing on clinical efficacy [14]. For this indication in particular, the anterior palate seems to be an advantageous insertion site. To achieve sufficient primary stability, a region with optimum bone quality should be chosen [55]. The bone should be covered with a thin attached mucosa to allow a suf-

Schlüsselwörter

Kieferorthopädie · Skelettale Verankerung · Distalisierung · Malokklusion · Frontaler Oberkieferengstand

Einleitung

Klasse-II-Malokklusion und frontaler Engstand im Oberkiefer sind häufig zu beobachtende Befunde. Um die Extraktion bleibender Zähne zu vermeiden und eine Klasse-I-Verzahnung einzustellen ist die Distalisierung der oberen Molaren das Mittel der Wahl. [1, 12]. Diverse Apparaturen und Behandlungsverfahren wurden hierzu in der Literatur geschildert. Im Jahre 1953 beschrieb Kloehn erstmals den zervikalen Headgear [37]. Jedoch sind dabei nicht nur das unerwünschte Kippen der Molaren und deren Extrusion, sondern auch die ästhetische Beeinträchtigung und die Notwendigkeit der guten Mitarbeit des Patienten von Nachteil [19]. Um die Distalisierung effektiver zu gestalten, wurde eine Vielzahl complianceunabhängiger intramaxillärer Apparaturen vorgestellt [22, 43]. Die Pendulum-Apparatur mit seinen Modifikationen ist eine davon [20, 31]. Hierbei wird die Distalisierung mittels speziell aktivierter Drähte friktionsfrei durchgeführt. In klinischen Studien wurde jedoch festgestellt, dass die Distalisierung hauptsächlich im Sinne einer Distalkippung der Molaren erfolgt [4, 5]. Um dies zu verhindern, basieren andere Apparaturen, wie der Distal-Jet oder der Keles-Slider, auf einer körperlichen Führung der Molaren entlang starrer Drähte [7, 27]. In-vitro-Untersuchungen konnten für diese Geräte eine nahezu körperliche Bewegung der Molaren feststellen [29, 30]. Im Gegensatz zum Headgear bedienen sich alle diese Apparaturen eines indirekten Verankerungsmodus. Die Verankerungseinheit besteht aus einem modifizierten Nance-Button der zusätzlich an der anterioren Dentition befestigt wird. Es wurde ein Verankerungsverlust im Sinne einer Mesialbewegung der anterioren Dentition zwischen 24 und 55% beschrieben [13]. Neben der Tatsache, dass die Frontzähne dadurch zunächst in die falsche Richtung bewegt werden, liegt im Wechselgebiss ein erhöhtes Risiko für Wurzelresorptionen an den Frontzähnen vor, da die noch nicht durchgebrochenen Eckzähne gegen die Wurzeln der seitlichen Inzisivi gedrückt werden [35]. Des Weiteren bedingt der Verankerungsverlust ein „round-tripping“ der anterioren Dentition, da diese nach erfolgter Distalisierung der Molaren in der zweiten Behandlungsphase ebenfalls distalisiert werden muss.

Unter Anbetracht dieser Gesichtspunkte sollte eine effektive Distalisierungsapparatur folgende Voraussetzungen erfüllen:

- stabile Verankerung,
- direkter Verankerungsmodus.

Um die Qualität der Verankerung zu verbessern, hat sich die Verwendung von Miniimplantaten bewährt [24, 44]. Diverse miniimplantatgestützte Apparaturen wurden beschrieben, jedoch existieren bislang wenige gut konzipierte Studien zur Untersuchung der klinischen Effektivität derartiger Geräte in

Table 1. Patient groups and number of inserted mini-implants**Tabelle 1.** Patientengruppen und Anzahl der eingesetzten Miniimplantate

	n	Age		Sex	
		Mean	SD	Female	Male
Group 1	14	11.5	1.5	9	5
Group 2	23	13.7	1.8	11	12
Group 3	14	30.9	9.5	10	4
Overall	51	17.8	9.6	30	21

SD standard deviation.

ficient insertion depth [56]. The median part of the anterior palate fulfills these requirements. High bone density, adequate bone height, and soft tissue less than 1 mm thick can be found posterior of the incisive papilla [28]. Another advantage this insertion site offers is that interference with the dental roots can be avoided even if the anterior dentition is retracted after molar distalization. This region was first used by Triaca et al. [51] in 1992 for the insertion of an endosseous implant. In 1996 Wehrbein et al. [52] introduced another anchorage system for this region, the palatal implant. Later the anterior palate became also popular as an insertion site for orthodontic mini-implants [38, 39].

The aim of this study was to investigate the treatment changes in a skeletally-borne distalization device using palatally-inserted mini-implants and direct anchorage mode with sliding mechanics, the Beneslider [54, 59].

Materials and methods

Inclusion criteria for this study were a mild to severe Class II malocclusion or anterior crowding in the upper arch caused by mesial migration of the molars, regardless of the skeletal classification. All patients presented a bilateral Class II molar relationship (quarter to 1.5 cusps). Exclusion criteria were the presence of parodontitis or a systemic disease affecting bone metabolism or wound healing. Poor oral hygiene and severe carious lesions also excluded participation. We conducted no further selection. All patients treated with this appliance were included whose pre- and postdistalization cephalograms were available. A cohort of 51 patients (30 females, 21 males, mean age of 17.8 ± 9.6 years) treated with the Beneslider appliance was evaluated retrospectively (Table 1). Patients were divided into three groups according to age and presence of the second upper molar. The first group comprised 14 children (9 females, 5 males, mean age of 11.5 ± 1.5 years) with unerupted upper second molars. Group 2 consisted of 23 adolescents (11 females, 12 males, mean age of 13.7 ± 1.8 years) with second molars in place, while group 3 comprised 14 adults (10 females, 4 males, mean age of 30.9 ± 9.5 years). Study patients underwent no treatment in the mandible during distalization.

Bezug auf die Distalisierung [14]. Speziell für diese Indikation stellt der anteriore Gaumen die Insertionsregion der Wahl dar, da zur Erzielung einer ausreichenden Primärstabilität eine hohe Knochenqualität benötigt wird [55]. Der Knochen sollte lediglich von einer dünnen Weichgewebsschicht bedeckt sein, um eine ausreichende Insertionstiefe zu gewährleisten [56]. Der anteriore Gaumen erfüllt diese Voraussetzungen. Posterior der Papilla inzisiva liegt nicht nur eine hohe Knochendichte, sondern auch eine ausreichende Knochendicke und eine dünne Weichgewebsschicht vor [28]. Die Tatsache, dass sowohl bei der Insertion der Miniimplantate als auch während der Frontretraktion ein Kontakt der Miniimplantate mit den Wurzeln vermieden werden kann, stellt einen weiteren Vorteil dieser Insertionsregion dar. Triaca et al. [51] haben im Jahre 1992 diese Region erstmals als Insertionsregion für ein osseointegriertes oder osseointegrierendes Implantat beschrieben. Mit dem Gaumenimplantat wurde durch Wehrbein et al. [52] ein weiteres Verankerungssystem eingeführt. Später wurde der anteriore Gaumen als Insertionsregion auch für kieferorthopädische Miniimplantate genutzt [38, 39].

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Effekte der Behandlung mittels des Benesliders zu untersuchen. Hierbei handelt es sich um eine auf Miniimplantaten im anterioren Gaumen abgestützte Apparatur, mit der mittels direktem Verankerungsmodus und Gleitmechanik Molaren distalisiert werden können [54, 59].

Material und Methoden

Unabhängig von der skelettalen Konfiguration stellten eine moderat bis stark ausgeprägte Klasse-II-Malokklusion oder ein frontaler Engstand, der durch Mesialwanderung der Molaren bedingt war, Einschlusskriterien dieser Studie dar. Alle Patienten wiesen eine beidseitige Distalokklusion zwischen einer Viertel und 1,5 Prämolarenbreiten auf. Als Ausschlusskriterien wurden nicht nur das Vorliegen einer parodontalen oder systemischen Erkrankung mit Einfluss auf Knochenmetabolismus oder Wundheilung, sondern auch schlechte Mundhygiene und ausgeprägte kariöse Läsionen definiert. Es wurde keine weitere Selektion vorgenommen. Alle übrigen Patienten, bei denen ein Fernröntgenseitenbild sowohl vor als auch nach der Distalisierung mit der Beneslider-Apparatur angefertigt worden war, wurden in die Studie eingeschlossen. Dies führte zu der retrospektiven Untersuchung von 51 Patienten, davon waren 30 weiblich und 21 männlich. Das Durchschnittsalter betrug $17,8 \pm 9,6$ Jahre (Tabelle 1). Je nach Durchbruchsstadium der oberen zweiten Molaren wurden die Patienten in 2 Gruppen eingeteilt. Gruppe 1 umfasste 14 Kinder (9 weiblich, 5 männlich; Durchschnittsalter $11,5 \pm 1,5$ Jahre) mit noch nicht durchgebrochenen zweiten Molaren. In Gruppe 2 wurden 23 Jugendliche (11 weiblich, 12 männlich) mit einem Durchschnittsalter von $13,7 \pm 1,8$ Jahren und durchgebrochenen zweiten Molaren eingeschlossen. Die Gruppe 3 bestand aus 14 Erwachsenen (10 weiblich, 4 männlich; Durchschnittsalter $30,9 \pm 9,5$ Jahre). Während der Distalisierung wurde bei keinem Patienten im Unterkiefer eine Behandlung durchgeführt.

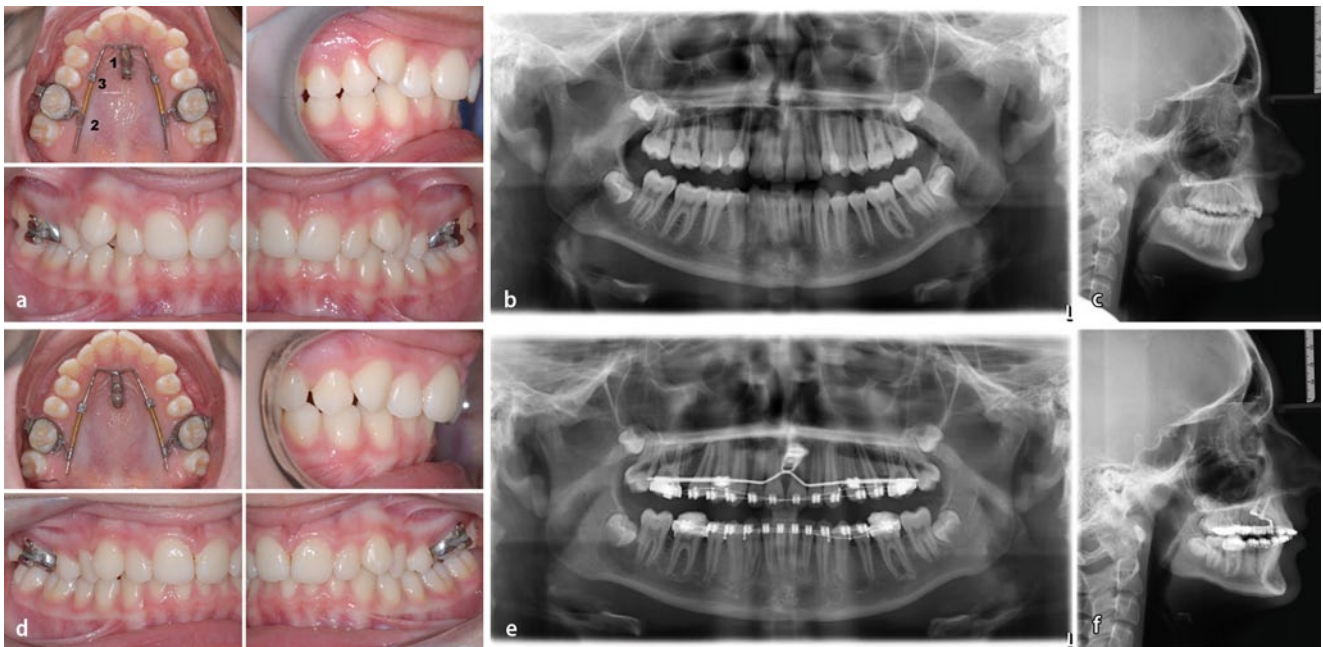


Figure 1. a, b, c A 14.5-year-old female patient (group 2) with dentoalveolar Class II malocclusion and anterior crowding at the start of treatment; situation immediately after insertion of Beneplate appliance; 500 g springs were compressed by only half to prevent overloading of the mini-implants during the healing phase; 1: long hole plate with a rigid wire in place, 2: Sliding hooks inserted into the palatal sheaths, 3: NiTi springs (500 g) activated by inbus locks. **d, e, f** Situation after 5 months; Class I molar relationship achieved with bodily distalization of the first molars; premolars have also moved distally due to pulling on the gingival fibers; orthopantomogram and cephalogram were taken on the day of bracket bonding

Abbildung 1. a, b, c 14,5 Jahre alte weibliche Patientin (Gruppe 2) mit einer dentalen Klasse-II und Frontengstand zu Beginn der Behandlung; Situation unmittelbar nach Einsetzen des Beneplates; die Federn (500 g) sind nur zur Hälfte komprimiert, um eine Überlastung der Miniimplantate während der Einheilungsphase zu verhindern; 1: Langlochplatte mit rigidem Draht, 2: In die Palatinalschlösser eingesetzte Benetubes, 3: Mittels Aktivierungsreiter komprimierte Federn (500 g). **d, e, f** Situation nach 5 Monaten; Durch körperliche Distalisierung wurde eine Klasse-I-Verzahnung der ersten Molaren erzielt; die Prämolaren sind durch den Zug der gingivalen Fasern ebenfalls nach distal gewandert; Orthopantomogram and Fernröntgenseitenbild wurden am Tag des Einsetzens der Multibracket-Apparatur erstellt

Treatment protocol

All study patients were treated in one clinic by different clinicians. The first treatment step was insertion of two mini-implants in the median part of the anterior palate. After administering local anesthesia, the soft-tissue thickness was measured using a dental probe to assure a thin mucosa (≤ 2 mm) at the insertion side. Predrilling took place to a diameter of 1.3 mm and a depth of approximately 3 mm. Benefit mini-implants [57] (PSM medical solutions; Tuttlingen, Germany) measuring 2×11 mm in the anterior position and 2×9 mm in the posterior position were inserted approximately parallel to each other. As the bone in the anterior palate is quite thick, a longer mini-implant can be used to increase stability [41]. The second, shorter mini-implant is inserted posteriorly in a region with thinner bone. Orthodontic bands with palatal sheaths were fitted onto the first molars. A “long hole plate” (Beneplate) with a rigid 0.045” stainless steel wire in place is mounted on the implant’s head ([58], Figure 1). This wire is bent to provide guidance on the level of the molar’s center of resistance to minimize tipping moments. A special kind of hook (Benetube) is inserted in the palatal sheaths on the molar bands, which allows them to slide along the guiding wire. For activation, we used inbus locks to compress a NiTi spring to-

Behandlungsprotokoll

Alle Patienten wurden in derselben Klinik durch verschiedene Kieferorthopäden behandelt. Zuerst wurden im medianen anterioren Gaumen 2 Miniimplantate inseriert. Nach Lokalanästhesie folgte die Messung der Schleimhautdicke mittels einer zahnärztlichen Sonde, um die Insertion in einer Region mit möglichst dünner Schleimhaut (≤ 2 mm) zu gewährleisten. Die Vorbohrung erfolgte mit einem Bohrer von 1,3 mm Durchmesser auf eine Tiefe von etwa 3 mm. Anschließend wurden 2 Benefit-Miniimplantate (PSM medical solutions; Tuttlingen; Deutschland) mit einer Größe von 2×11 mm in anteriorer und 2×9 mm in posteriorer Position möglichst parallel zueinander eingebracht. Aufgrund der ausgeprägten Knochenhöhe im anterioren Gaumen können relativ lange Miniimplantate zur Verbesserung der Stabilität verwendet werden [41]. Das kürzere Miniimplantat wird weiter posterior und damit in einer Region mit geringerer Knochenhöhe eingebracht. Die ersten oberen Molaren wurden mit kieferorthopädischen Bändern mit Palatinalschlössern versehen. Anschließend wurde eine Langlochplatte (Beneplate) mit einem angeschweißten starren Stahldraht (1,1 mm) auf den Implantaten befestigt ([58], Abbildung 1). Dieser Draht wurde derart gebogen, dass durch ihn eine körperliche Führung des Molaren auf-

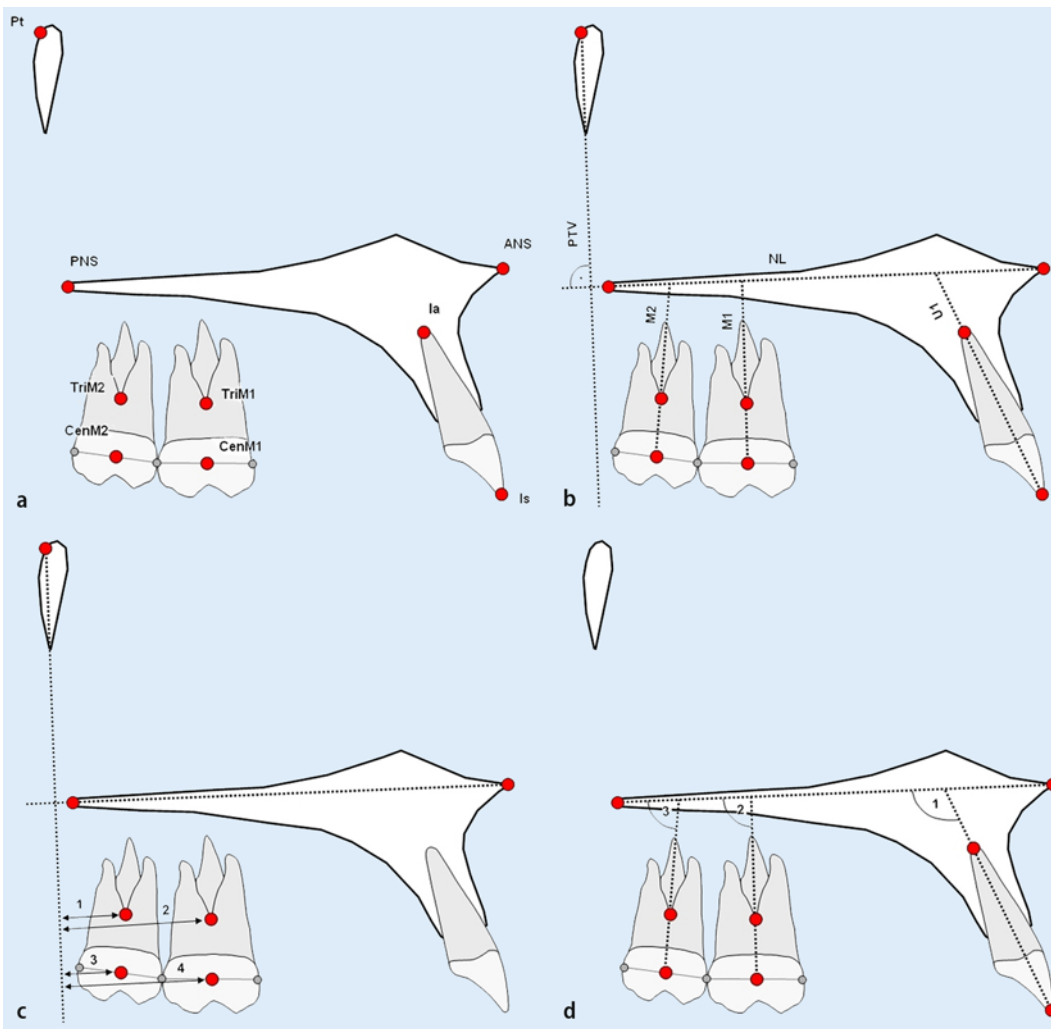


Figure 2. **a** Cephalometric points: *Is* incisor superior: incisal tip of most prominent maxillary central incisor; *Ia* incisor apex: apex of the most prominent maxillary central incisor; *CenM1* centroid point on the first molar: midpoint between the greatest mesial and distal convexity and the first molar's crown convexity; *CenM2* centroid point on the second molar: midpoint between the greatest mesial and distal convexity of the second molar's crown; *TriM1* first molar's trifurcation: furcation of the buccal roots of the first molar as visible in the cephalograms; *TriM2* second molar's trifurcation: furcation of the second molar's buccal roots as visible in the cephalograms; *Pt* pterygoid point: posterior superior margin of the pterygomaxillary fissure; *ANS* anterior nasal spine: tip of the anterior nasal spine; *PNS* posterior nasal spine: tip of the posterior nasal spine. **b** Cephalometric lines and axes: *NL* nasal plane: ANS-PNS; *PtV* pterygoid vertical: vertical to nasal plane through *Pt*; *M1* first-molar axis: CenM1-TriM1; *M2* second-molar axis: CenM2-TriM2; *U1* axis of the most prominent maxillary incisor *Is-Ia*. **c** Cephalometric linear measurements: distances from dental points to pterygoid vertical: 1: TrifurcationM2-PtV; 2: TrifurcationM1-PtV; 3: CentroidM2-PtV; 4: CentroidM1-PtV. **d** Cephalometric angular measurements: angles between dental axes and nasal plane: 1: U1-NL; 2: M1-NL; 3: M2-NL; (not illustrated: mandibular plane to nasal plane, ML-NL)

Abbildung 2. **a** Kephalemtrische Messpunkte: *Is* "incisor superior": Schneidekante des prominentesten oberen mittleren Schneidezahns; *Ia* "incisor apex": Apex des prominentesten oberen mittleren Schneidezahns; *CenM1* Zentroidpunkt des ersten Molaren: Mittelpunkt zwischen der größten mesialen und distalen Konvexität der Krone des ersten Molaren; *CenM2* Zentroid des zweiten Molaren: Mittelpunkt zwischen der größten mesialen und distalen Konvexität der Krone des zweiten Molaren; *TriM1* Trifurkation des ersten Molaren: Furkation der bukkalen Wurzeln des ersten Molaren; *TriM2* Trifurkation des zweiten Molaren: Furkation der bukkalen Wurzeln des zweiten Molaren; *Pt* Pterygoidpunkt: hinterer oberer Rand der pterygomaxillären Fissur; *ANS* "anterior nasal spine": Spitze der Spina nasalis anterior; *PNS* "posterior nasal spine": Spitze der Spina nasalis posterior. **b** Linien und Achsen: *NL* Nasalplanum: ANS-PNS; *PtV* Pterygoidvertikale: Vertikale zum Nasalplanum durch *Pt*; *M1* Achse des ersten Molaren: CenM1-TriM1; *M2* Achse des zweiten Molaren: CenM2-TriM2; *U1* Achse des prominentesten Schneidezahns: *Is-Ia*. **c** Lineare Messungen: Abstand der Zahnpunkte zur Pterygoidvertikalen: 1: Trifurkation-M2-PtV; 2: Trifurkation-M1-PtV; 3: Zentroid-M2-PtV; 4: Zentroid-M1-PtV. **d** Anguläre Messungen: Winkel zwischen den Zahnachsen und dem Nasalplanum: 1: U1-NL; 2: M1-NL; 3: M2-NL; (nicht abgebildet: Mandibularplanum zu Nasalplanum: ML-NL)

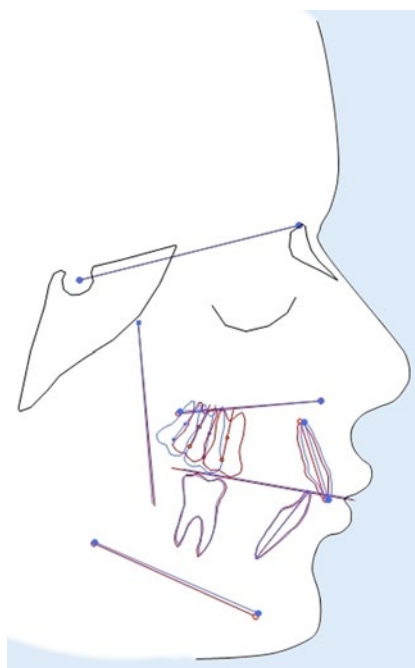


Figure 3. Digital drawings of superimposition of pre- (red) and post-treatment (blue) cephalograms by identifying the stable reference structures on the anterior cranial base

Abbildung 3. Überlagerung der digitalen Fernröntgenseitenbilder vor (rot) und nach der Behandlung (blau) anhand stabiler Strukturen der anterioren Schädelbasis

wards the Benetubes. In group 1, 2.4 N NiTi springs were used, while 5.0 N NiTi springs were applied in groups 2 and 3. For the first 2 months the springs were compressed only by half to avoid overloading of the mini-implants during the healing phase. Distalization was continued until a Class I molar relationship had been achieved and sufficient space created.

Evaluation of treatment outcomes

Lateral cephalograms of each patient were obtained before and immediately after distalization. Cephalograms were taken using digital X-rays (Orthophos XGplus, Sirona; Bensheim, Germany). Measurements and superimpositions were carried out by the same operator and verified by a second operator. To determine method error, 20 randomly-selected cephalograms were measured twice by the same operator within 1 week. Random error according to Dahlberg and coefficient of reliability were calculated [10, 21]. Random error ranged from 0.13–0.40 mm for linear measurements and from 0.20–0.58° for angular measurements. Coefficient of reliability ranged from 0.91–0.97 for linear measurements and from 0.94–0.99 for angular measurements.

A total of ten variables (four angular and six linear) using 17 cephalometric points were used to assess dento-alveolar and skeletal changes (Figure 2).

We selected the centroid to represent the crown's position to ensure accurate measurements of tooth movement [17]. This is defined as the midpoint between the crown's greatest mesial and distal convexity as displayed on the cephalogram.

To assess the molars' bodily tooth movement, the trifurcation point, which is known to coincide with a molar's center of resistance, was identified. Any displacement of this point caused by distalization thus represents translatory movement. The molar

Höhe seines Widerstandszentrums ermöglicht wurde, um unerwünschte Kippmomente zu vermeiden. Die Bewegung der Molaren auf dem Führungsdraht wurde über spezielle Reiter (Benetubes) ermöglicht, die in die Palatinal Schlösser eingeführt wurden. Die Aktivierung der Apparatur erfolgte durch Kompression von NiTi-Federn in Richtung der Reiter mittels Mobilisatoren („inbus locks“). Die Kraftgröße der Nickel(Ni)-Titan(Ti)-Federn in Gruppe 1 betrug 2,4 N, in den übrigen Gruppen 5,0 N. Um die Miniimplantate in der Einheilphase vor Überlastung zu schützen, wurden die Druckfedern in den ersten 2 Monaten lediglich bis zur Hälfte aktiviert. Die Distalisierung erfolgte, bis eine Klasse-I-Verzahnung und ausreichende Platzverhältnisse geschaffen worden waren.

Auswertung der Behandlungsergebnisse

Vor und direkt im Anschluss an die Distalisierung wurden von jedem Patienten digitale Fernröntgenseitenbilder (Orthophos XGplus, Sirona; Bensheim; Deutschland) angefertigt. Alle Messungen und Überlagerungen der Röntgenbilder wurden von einem Untersucher durchgeführt und durch einen zweiten überprüft. Um den Methodenfehler zu bestimmen, wurden 20 zufällig ausgewählte Fernröntgenseitenbilder 2-mal innerhalb einer Woche durch denselben Untersucher vermessen und daraus der Methodenfehler nach Dahlberg sowie der Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston errechnet [10, 21]. Der Methodenfehler betrug zwischen 0,13 und 0,40 mm bei linearen und 0,20 bis 0,58° bei angularen Messungen. Der Zuverlässigkeitsquotient lag zwischen 0,91 und 0,97 für lineare und zwischen 0,94 und 0,99 für angular Messwerte.

Insgesamt wurden 10 Variablen (4 angular, 6 lineare) anhand 17 kephalometrischer Punkte für die Auswertung der dentoalveolären und skelettalen Veränderungen herangezogen (Abbildung 2). Um eine möglichst genaue Auswertung zu ermöglichen, wurde der Zentroidpunkt als Äquivalent der Kronenposition gewählt [17]. Er wird durch den Mittelpunkt zwischen der größten mesialen und distalen Ausdehnung der im Röntgenbild erkennbaren Zahnkrone definiert.

Die Trifurkation, in dessen Lokalisation sich bekanntermaßen das Widerstandszentrum befindet, wurde als weiterer Punkt definiert. Die Veränderung dieses Punkts weist folglich auf eine körperliche Zahnbewegung hin. Die Achse der Molaren wurde durch die Verbindungslinie zwischen Zentroidpunkt und Trifurkation definiert. Die Achse der oberen Frontzähne wurde durch die Punkte Inzisalkante und Apex repräsentiert.

Um die effektive Molarenbewegung in der Sagittalen zu bestimmen, wurden weiterhin die Differenzen der Abstände zwischen den Molarenpunkten und der Pterigoidvertikalen (PtV) errechnet. Bezüglich der angularen Veränderungen wurden die Winkel zwischen den Zahnachsen und dem Oberkieferplanum (SpA-SpP) bestimmt. Mögliche Nebenwirkungen, wie Änderungen der sagittalen oder vertikalen Frontzahnrelation sowie der vertikalen Beziehung zwischen Maxilla und Mandibula (ML-NL), wurden ebenfalls ermittelt. Falls auf den Röntgenbildern Doppelprojektionen zu erkennen waren, wurde zur Messung eine mediale Umrisslinie eingezeichnet und für die Mes-

axis was represented by a connection between the centroid and trifurcation points.

The axis of the upper incisors was determined as the connection between the apex and the incisal tip.

To assess molar movement, changes in the distances between the molar points and pterygoid vertical (PtV) were measured. To assess angular changes, tooth axes in relation to the palatal plane (ANS-PNS) were measured. We also documented any side-effects such as changes in overbite, overjet, or the vertical relationship between maxilla and mandible (ML-NL). In cases of double projection of the molars, a medial contour was traced and used when taking measurements.

Superimposition of the pre- and post-treatment cephalograms was done by identifying the stable reference structures in the anterior cranial base according to Björk and Skieller ([2], Figure 3).

The duration of distalization was determined and distalization speed calculated by the quotient of distalization distance defined as displacement of the trifurcation point and duration.

Statistical analysis

All values were tested for normal distribution using the Shapiro–Wilk test. Pre- and posttreatment differences were tested for statistical significance using the paired t-test. If a data set was not normally distributed, the Wilcoxon test was applied. Differences in cephalometric measurements and treatment duration among the three groups were tested using ANOVA. Only data on the eruption status of the second upper molar was tested using unpaired t-test. We compared distalization speed using Kruskal–Wallis test, as those data had not been normally distributed. All statistics were analyzed using SPSS version 19 (IBM, Armonk, NY, USA).

Results

All patients achieved a Class I molar relationship (success rate 100%). All mini-implants revealed high primary stability and remained stable during treatment. Stability was evaluated by clinical examination for visible and tactile mobility. Only two mini-implants were slightly mobile after appliance removal. We noted a highly significant ($p < 0.001$) treatment effect regarding first-molar distalization (PTV-trifurcation; PTV-centroid) (Table 2, Table 3, Table 4, Table 5). Overall mean distal displacement of the trifurcation point, i.e., bodily distalization, was 3.6 ± 1.9 mm. Mean values within the groups varied between 3.3 ± 1.6 mm in group 3, 3.6 ± 1.4 mm in group 1, and 3.7 ± 2.3 mm in group 2, yielding no significant intergroup differences (Table 6). Depending on a given patient's needs, distalization ranged from 1.7–6.0 mm in group 1, 0.8–8.5 mm in group 2, and 1.2–5.9 mm in group 3 (Table 7). The centroid point moved distally by 3.8 ± 1.9 mm, resulting in insignificant distal tipping of the first molars by $1.5 \pm 6.7^\circ$. In group 3, trifurcation (3.3 ± 1.6 mm) moved even more distally than the centroid point (2.9 ± 1.8 mm) representing insignificant mesial tipping or distal root movement

sungen verwendet. Die Überlagerung der Fernröntgenseitenbilder vor und nach der Behandlung wurde anhand der stabilen Referenzstrukturen der anterioren Schädelbasis nach Björk und Skieller [2] durchgeführt (Abbildung 3).

Die Dauer der Distalisierung wurde ebenfalls aufgezeichnet. Der Quotient aus dem Ausmaß der Distalisierung, definiert als Verlagerungsstrecke der Trifurkation, und der Dauer der Distalisierung diente als Wert für die Distalisierungsgeschwindigkeit.

Statistik

Alle Werte wurden mittels des Shapiro-Wilk-Tests auf eine mögliche Normalverteilung getestet. Die Differenzen zwischen den Werten vor und nach der Behandlung wurden mittels verbundenem T-Test auf signifikante Unterschiede hin untersucht. Lag keine Normalverteilung vor, kam der Wilcoxon-Test zur Anwendung. Unterschiede zwischen den 3 Gruppen bezüglich kephalometrischer Werte und Behandlungsdauer wurden mithilfe einer Varianzanalyse (ANOVA) ermittelt. Lediglich die Messdaten, die sich auf den Durchbruchstand des oberen zweiten Molaren bezogen, wurden mittels eines unverbundenen T-Tests überprüft. Da die Daten bezüglich der Distalisierungsgeschwindigkeit nicht normalverteilt waren, kam zu deren Vergleich der Kruskal-Wallis-Test zur Anwendung. Die statistische Auswertung wurde mithilfe von SPSS (Version 19, IBM, Armonk, NY, USA) durchgeführt.

Ergebnisse

Bei allen Patienten konnte im Molarenbereich eine Klasse-I-Verzahnung erreicht werden, was einer Erfolgsrate von 100 % entspricht. Alle inserierten Miniimplantate zeigten nicht nur eine hohe primäre Stabilität, sondern blieben auch während der gesamten Behandlung stabil. Überprüft wurde dies durch klinische visuelle und palpatorische Untersuchung. Lediglich 2 Miniimplantate wiesen bei Entfernung der Apparatur nach erfolgter Distalisierung eine leichte Beweglichkeit auf. Es konnte ein hoch signifikanter ($p < 0,001$) Behandlungseffekt bezüglich der Distalisierung der oberen ersten Molaren festgestellt werden (PTV-Trifurkation; PTV-Zentroid) (Tabelle 2, Tabelle 3, Tabelle 4, Tabelle 5). Die durchschnittliche Verlagerung der Trifurkation des ersten Molaren nach distal, die einer körperlichen Distalisation entspricht, betrug $3,6 \pm 1,9$ mm. Die Mittelwerte wiesen im Vergleich der Gruppen untereinander keine signifikanten Unterschiede auf und variierten von $3,3 \pm 1,6$ mm in Gruppe 3 und $3,6 \pm 1,4$ mm in Gruppe 1 bis $3,7 \pm 2,3$ mm in Gruppe 2 (Tabelle 6). Je nach Notwendigkeit an Distalisation bei den einzelnen Patienten reichte diese von 1,7–6,0 mm in Gruppe 1, 0,8–8,5 mm in Gruppe 2 und 1,2–5,9 mm in Gruppe 3 (Tabelle 7). Die gemessene Distalbewegung des Zentroidpunkts von $3,8 \pm 1,9$ mm ergibt eine nicht signifikante Distalkippung des ersten Molaren um $1,5 \pm 6,7^\circ$. In Gruppe 3 bewegte sich die Trifurkation ($3,3 \pm 1,6$ mm) sogar weiter nach distal als der Zentroidpunkt ($2,9 \pm 1,8$ mm), was zu einer gegenüber dem

Table 2. All patients: cephalometric measurements and treatment effects**Table 2.** Alle Patienten: kephalometrische Messungen und Behandlungseffekte

	T1	SD	T2	SD	Difference	SD	p	
ML-NL	25.6	5.5	26.0	5.5	0.3	1.5	0.120	b
U1-NL	107.7	10.6	106.7	7.6	-1.0	7.5	0.366	a
Overjet	3.6	2.5	3.0	3.4	-0.6	2.0	0.046*	b
Overbite	2.3	2.0	2.4	1.8	0.0	1.2	0.799	a
Centroid M1-PtV	-20.3	4.2	-16.5	4.6	3.8	1.9	0.000***	a
Centroid M2-PtV	-12.8	3.3	-9.4	4.1	3.4	2.2	0.000***	a
Trifurcation M1-PtV	-21.6	3.9	-18.0	4.1	3.6	1.9	0.000***	a
Trifurcation M2-PtV	-14.6	3.1	-12.2	3.7	2.4	2.1	0.000***	a
M1-NL	101.1	7.1	102.7	9.1	1.5	6.7	0.130	a
M2-NL	107.8	10.1	113.8	12.2	5.9	7.9	0.000***	a

T1 time 1, T2 time 2, SD standard deviation.

^aPaired t-test.

^bWilcoxon.

*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001.

Table 3. Group 1: Cephalometric measurements and treatment effects**Table 3.** Gruppe 1: Kephالometrische Messungen und Behandlungseffekte

	T1	SD	T2	SD	Difference	SD	p	
ML-NL	28.1	6.0	28.4	6.4	0.3	1.4	0.594	b
U1-NL	107.7	7.7	106.6	7.0	-1.2	4.3	0.338	a
Overjet	3.0	1.1	3.2	1.7	0.2	1.2	0.623	a
Overbite	1.8	1.4	1.4	1.4	-0.4	0.9	0.105	a
Centroid M1-PtV	-17.4	3.4	-13.2	3.4	4.3	1.6	0.000***	a
Centroid M2-PtV	-	-	-	-	-	-	-	a
Trifurcation M1-PtV	-19.0	3.2	-15.5	3.2	3.6	1.3	0.000***	a
Trifurcation M2-PtV	-	-	-	-	-	-	-	a
M1-NL	106.0	6.4	108.4	6.6	2.4	6.5	0.190	a
M2-NL	-	-	-	-	-	-	-	a

T1 time 1, T2 time 2, SD standard deviation.

^aPaired t-test.

^bWilcoxon.

*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001.

by $1.2 \pm 6.7^\circ$ (M1-NL). The second molars tipped significantly by $5.9^\circ \pm 7.9^\circ$ across all groups, as they were pushed distally without any guidance. Only group 3 failed to reach a level of significance of $p < 0.05$ in terms of second-molar tipping. Mean treatment duration was 7.5 ± 2.9 months with no statistical difference among the groups. Distalization speed ranged from 0.5–0.6 mm per month with no intergroup significant differences. Mean overall distalization speed was 0.6 ± 0.4 mm per month.

Overjet decreased slightly by 0.6 ± 2.0 mm ($p = 0.046$) but without significant tipping (IOK-NL: $-1.0 \pm 7.5^\circ$). We observed

Ausgangszustand mesialen Kippung der Molarenkrone oder distalen Wurzelbewegung um $1,2 \pm 6,7^\circ$ (M1-NL) führte. Aufgrund der Tatsache, dass die zweiten Molaren ohne Führung nach distal geschoben wurden, erfolgte in den Gruppen 1 und 2 eine signifikante Kippung nach distal um $5,9 \pm 7,9^\circ$. Lediglich in Gruppe 3 erreichte das Ausmaß der Kippung der zweiten Molaren nicht das Signifikanzniveau von $p < 0,05$. Die durchschnittliche Behandlungsdauer betrug $7,5 \pm 2,9$ Monate. Zwischen den Gruppen wurden diesbezüglich keine signifikanten Unterschiede ermittelt. Ebenfalls ohne signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen stellte sich die

Table 4. Group 2: Cephalometric measurements and treatment effects**Tabelle 4.** Gruppe 2: Kephalemtrische Messungen und Behandlungseffekte

	T1	SD	T2	SD	Difference	SD	p	
ML-NL	24.8	4.2	25.3	4.2	0.4	1.4	0.168	a
U1-NL	108.9	10.3	107.3	7.2	-1.5	8.0	0.274	b
Overjet	4.2	2.7	3.3	2.7	-0.9	1.7	0.052	b
Overbite	2.3	2.0	2.7	1.6	0.4	1.3	0.153	a
Centroid M1-PtV	-20.4	4.1	-16.4	4.4	4.1	2.0	0.000***	a
Centroid M2-PtV	-12.2	3.5	-8.1	4.2	4.1	2.1	0.000***	a
Trifurcation M1-PtV	-21.7	3.8	-17.9	3.9	3.7	2.3	0.000***	a
Trifurcation M2-PtV	-14.3	3.4	-11.6	4.0	2.7	2.0	0.000***	a
M1-NL	100.2	6.6	102.8	9.9	2.6	7.4	0.132	a
M2-NL	111.3	9.5	118.8	11.1	7.5	8.3	0.002**	a

T1 time 1, T2 time 2, SD standard deviation.

^aPaired t-test.

^bWilcoxon.

*p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001.

Table 5. Group 3: Cephalometric measurements and treatment effects**Tabelle 5.** Gruppe 3: Kephalemtrische Messungen und Behandlungseffekte

	T1	SD	T2	SD	Difference	SD	p	
ML-NL	24.5	6.3	24.8	6.2	0.3	1.7	0.544	a
U1-NL	105.6	13.6	105.7	9.0	0.1	9.4	0.955	a
Overjet	3.1	3.1	2.2	5.3	-0.9	2.9	0.253	a
Overbite	2.9	2.4	2.9	2.1	-0.1	1.2	0.875	a
Centroid M1-PtV	-22.9	3.2	-20.0	3.5	2.9	1.8	0.000***	a
Centroid M2-PtV	-13.7	2.8	-11.5	3.1	2.2	1.8	0.001**	a
Trifurcation M1-PtV	-24.0	3.1	-20.7	3.5	3.3	1.6	0.000***	a
Trifurcation M2-PtV	-15.1	2.6	-13.2	3.0	2.0	2.2	0.005**	a
M1-NL	97.8	6.4	96.7	5.8	-1.2	5.4	0.430	a
M2-NL	102.2	8.6	105.7	9.5	3.5	6.8	0.177*	b

T1 time 1, T2 time 2, SD standard deviation.

^aPaired t-test.

^bWilcoxon.

*p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001.

no significant differences in vertical measurements (ML-NL and overbite).

Discussion

As mentioned earlier, there is a need for well-designed studies evaluating the clinical effects of skeletally-anchored molar distalization devices. A comparatively large cohort of 51 patients was investigated in our study. Recent studies on this topic have typically relied on cohorts containing 10–25 individuals [14]. For the current investigation inclusion and exclusion criteria

Geschwindigkeit der Distalisierung mit Mittelwerten zwischen 0,5 und 0,6 mm pro Monat dar. Der Durchschnittswert aller Patienten betrug $0,6 \pm 0,4$ mm pro Monat.

Es wurde eine leichte Verringerung des Overjets um $0,6 \pm 2,0$ mm ($p = 0,046$) festgestellt, jedoch keine signifikante Kippung der Frontzähne (IOK-NL: $-1,0 \pm 7,5^\circ$). Bezüglich der vertikalen Messungen (ML-NL und Overbite) wurden keine signifikanten Unterschiede bei der Überlagerung der Röntgenbilder ermittelt.

Table 6. Intergroup differences of treatment effects

Tabelle 6. Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich der Behandlungseffekte

	Group 1		Group 2		Group 3		Total		p	
	T2-T1	SD	T2-T1	SD	T2-T1	SD	T2-T1	SD		
ML-NL	0.3	1.4	0.4	1.4	0.3	1.7	0.3	1.5	0.939	a
U1-NL	-1.2	4.3	-1.5	8.0	0.1	9.4	-1.0	7.5	0.803	a
Overjet	0.2	1.2	-0.9	1.7	-0.9	2.9	-0.6	2.0	0.242	a
Overbite	-0.4	0.9	0.4	1.3	-0.1	1.2	0.0	1.2	0.112	a
Centroid M1-PtV	4.3	1.6	4.1	2.0	2.9	1.8	3.8	1.9	0.107	a
Centroid M2-PtV	-	-	4.1	2.1	2.2	1.8	3.4	2.2	0.614	b
Trifurcation M1-PtV	3.6	1.3	3.7	2.3	3.3	1.6	3.5	1.9	0.791	a
Trifurcation M2-PtV	-	-	2.7	2.0	2.0	2.2	2.4	2.1	0.698	b
M1-NL	2.4	6.5	2.6	7.4	-1.2	5.4	1.5	6.7	0.217	a
M2-NL	-	-	7.5	8.3	3.5	6.8	5.9	7.9	0.831	b

T1 time 1, T2 time 2, SD standard deviation.

^aANOVA.

^bUnpaired t-test.

*p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001.

Table 7. Effectiveness of bodily distalization

Tabelle 7. Effektivität der körperlichen Distalisation

	Distalization		Bodily movement (mm)			Duration (month)			Speed (mm/month)		
	Min	Max	Mean	SD	p	Mean	SD	p	Mean	SD	p
Group 1	1.7	6.0	3.6	1.4		7.0	2.5		0.6	0.3	
Group 2	0.8	8.5	3.7	2.3	0.107 ^a	7.7	3.3	0.780 ^a	0.6	0.5	0.564 ^b
Group 3	1.2	5.9	3.3	1.6		7.5	2.7		0.5	0.3	
Overall	0.8	8.5	3.6	1.9		7.5	2.9		0.6	0.4	

SD standard deviation.

^aANOVA.

^bKruskal-Wallis test.

*p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001.

were defined to enhance the results' informative value. Digital X-rays and superimposition were performed by one examiner. Using stable structures in the anterior cranial base helps to minimize superimposition errors [2]. Method-error assessments according to Dahlberg [10] and coefficient of reliability [21] showed high measurement reproducibility.

Since the main objective of this study was to document dento-alveolar intramaxillary changes caused by the distalization appliances, we chose the ANS-PNS-plane as a reference for the angular measurements and to construct PTV. In addition to molar-axis changes and the movement of the centroid point, we investigated the displacement of the trifurcation representing the center of resistance to quantify bodily distalization. We based our choice of statistical tests on the Shapiro-Wilk test for normal distribution of small sample sizes.

Diskussion

Wie bereits erwähnt, besteht ein Bedarf an gut konzipierten Studien, die die klinischen Effekte von skelettal verankerten Distalisierungsapparaturen untersuchen. In dieser Studie wurde eine relativ große Anzahl von 51 Patienten untersucht. Frühere Studien dieser Art wiesen lediglich eine Patientenzahl zwischen 10 und 25 auf [14]. Die Ein- und Ausschlusskriterien wurden derart gewählt, dass die Resultate der Studie möglichst aussagekräftig werden. Die Überlagerung der Fernröntgenseitenbilder wurde von einem Untersucher durchgeführt. Durch die Orientierung an stabilen Strukturen der anterioren Schädelbasis konnten Überlagerungsfehler minimiert werden [2]. Die Errechnung des Methodenfehlers nach Dahlberg [10] und des Zuverlässigkeitsquotienten nach Houston [21] zeigt die hohe Reproduzierbarkeit der gewählten Messmethodik.

The alveolar ridge tends to be the most common insertion site for orthodontic mini-implants [49]. However, for molar distalization followed by anterior-teeth retraction, this location appears less suitable since mini-implants happen to be located in the path of moving teeth. The movement of dental roots towards the mini-implant may also cause root resorption [42]. Various studies suggest that not only mini-plate anchorage below the infrazygomatic crest [50] but rather one or two mini-implants inserted in the anterior palate provide sufficient anchorage stability for molar distalization [11, 36]. Using these insertion sites makes root contact or traumatic interference with anatomical structures rather unlikely [23, 28]. The anterior palate also provides very good bone quality [23]. Thin soft tissue can be found in the midpalatal region in particular [28]. The abundant space available allows implants with larger diameters to be inserted, also contributing to improved implant stability [45, 53]. The use of two mini-implants positioned in the line of force and tightly connected by a plate enhances mechanical stability and biomechanical load capacity. These aspects might explain why the mini-implants used in this study revealed such high primary stability and remained stable during treatment. Furthermore, stable coupling of the screws with the appliance keeps the mini-implants from tipping. Due to stable direct skeletal anchorage, we observed no significant dental side-effects. In our cohort, we noted only a slight decrease in overjet with no significant upper-incisor tipping.

The amount of bodily distalization was 3.6 mm. The literature on skeletally-anchored molar distalization devices reports values ranging from 3.3–6.4 mm [14]. However, only mechanics based on stable guiding wires like distal jet or vestibular sliding mechanics permitted bodily distalization with molar tipping ranging from 0.8–3.0° [9, 16, 33]. The amount of distalization in those studies was 3.3–3.9 mm (referring to coronal measuring points) and, thus, similar to our results. However, assessing the distalization effect only by the displacement of coronal reference points results in an overestimation of actual distalization effects. To quantify true bodily distalization effects, analyzing trifurcation displacement will allow a more precise assessment. Concerning sliding mechanics, Gelgor et al. [16] observed (independent of the type of anchorage used) superior bodily upper-molar movement using palatal force application at the level of the center of resistance than via mechanics with buccal force applied at the crown level.

Studies addressing skeletal anchorage and friction-less appliances such as the pendulum reported of 4.0–6.4 mm of distalization related to crown movement [11, 36, 47, 48]. However, molar tipping ranged from 9.1–12.2°. Using a Pendulum with conventional anchorage, tipping values ranged from 6.07–14.50° [5, 6]. Studies analyzing optimized Pendulum appliances such as the Pendulum K using conventional anchorage reported less tipping ranging from 3.07–4.75° [32, 34].

In this study, the speed of bodily distalization we calculated was 0.6 mm per month. Comparable studies also dealing with mechanics realizing bodily distalization revealed similar speeds of 0.5–0.7 mm [9, 16, 33]. Crown movement using skeletally-

Das Oberkieferplanum (SpA-SpP) wurde für die angulären Messungen und die Bestimmung der PTV herangezogen, da im Rahmen dieser Studie primär die dentoalveolären intramaxillären Änderungen bestimmt werden sollten, die durch die Distalisierungsapparatur hervorgerufen werden. Nicht nur die Veränderungen der Molarenachsen und des Zentroidpunkts wurden berechnet, sondern ebenfalls das Ausmaß der Verlagerung der Trifurkation als Maß für die körperliche Zahnbewegung. Aufgrund der Anzahl an Messwerten kam der Shapiro-Wilk-Test bei der Überprüfung auf Normalverteilung zur Anwendung.

Der Alveolarfortsatz stellt die am häufigsten genutzte Insertionsregion für orthodontische Miniimplantate dar [49]. Jedoch erscheint diese Region für die Molarendistalisation mit anschließender Frontretraktion weniger geeignet, da sich die Miniimplantate im Bereich der sich bewegenden Zähne befinden. Die Bewegung von Zähnen in Richtung Miniimplantate kann zu Wurzelresorptionen führen [42]. Diverse Studien legen nahe, dass nicht nur eine Verankerung unterhalb des Os zygomaticum mittels Miniplatten [50], sondern ebenso ein oder 2 Miniimplantate im anterioren Gaumen eine ausreichende Stabilität für die Molarendistalisation bieten [11, 36]. Bei Verwendung dieser Insertionsregion ist eine Schädigung von Wurzeln oder anderen anatomischen Strukturen unwahrscheinlich [23, 28]. Des Weiteren zeichnet sich der anteriore Gaumen durch eine hervorragende Knochenqualität aus [23], wobei die mediane palatinale Region eine besonders dünne Schleimhautschicht aufweist [28]. Aufgrund des dort vorhandenen guten Knochenangebots ist die Verwendung von größer dimensionierten Miniimplantaten zur Erzielung einer höheren Stabilität möglich [45, 53]. Durch die Verwendung zweier in Krafrichtung gekoppelter Miniimplantate lassen sich die mechanische Stabilität und biomechanische Belastbarkeit weiter verbessern. Dies kann erklären, weshalb die in dieser Studie verwendeten Miniimplantate eine hohe Primärstabilität aufwiesen und während der gesamten Behandlung stabil blieben. Des Weiteren vermeidet eine stabile Kopplung ein belastungsinduziertes Kippen der Miniimplantate. Aufgrund der skelettalen Verankerung konnten keine signifikanten dentalen Nebenwirkungen beobachtet werden. Bei der hier beschriebenen Studienpopulation wurde lediglich eine leichte Abnahme des Overjets ohne signifikante Kippung der oberen Frontzähne festgestellt.

Das Ausmaß der körperlichen Molarendistalisation betrug in dieser Studie 3,6 mm. Für skelettal verankerte Distalisierungsapparaturen werden diesbezüglich in der Literatur Werte zwischen 3,3 und 6,4 mm angeführt [14]. Jedoch erlauben lediglich Apparaturen mit stabilen Führungsdrähten, wie der Distal-Jet oder vestibuläre Gleitmechaniken, körperliche Zahnbewegungen mit einer Kippung der Molaren zwischen 0,8 und 3,0° [9, 16, 33]. In diesen Studien liegt das Ausmaß der Distalisation, gemessen an koronalen Referenzpunkten, zwischen 3,3 und 3,9 mm. Diese Werte sind mit den Ergebnissen dieser Studie vergleichbar. Jedoch muss bemerkt werden, dass die Messung der Veränderung koronaler Punkte allein zu einer Überschätzung der Distalisierungsstrecke führt. Die Lageänderung der Trifurkation scheint eine genauere Einschätzung des tatsächli-

anchored pendulum appliances yielded greater speeds ranging from 0.6–0.9 mm due to molar tipping [11, 36, 47, 48].

As bodily tooth movement creates greater resistance than that created by tipping, Chiu et al. [8] reported greater loss of anchorage in association with a distal jet appliance than with the pendulum using conventional anchorage. Bolla and Ngantung also reported bodily distalization, but with significant anchorage loss using the distal jet appliance with conventional anchorage [3, 46]. Regardless of how effective these types of mechanics may be: these results highlight how important stable anchorage is to avoid unwanted side-effects. They thus provide a strong indication for the use of skeletal anchorage. Keles et al. [26] described the modification of a Keles slider with skeletal anchorage in a case report without anchorage loss.

The treatment protocol in our study required 50 % initial activation of the NiTi springs to avoid overloading the mini-implants during the healing phase. Understandably, no major distalization effect occurred during the first month, which may have reduced the average speed thereof. Forces applied to upper molars were 2.4 N on each side in children without second molars in place and 5.0 N in adolescents and adults with fully erupted second molars to compensate the higher resistance for distalization caused by the second molars.

Compared to force magnitudes reported in the literature, these values range in the upper third [14]. Since sliding mechanics always create friction, the effective force applied to the molars is much lower. Due to adaptations to the degree of force, distalization speed did not decrease significantly after second-molar eruption or in older patients. In contrast, other studies report a deceleration of distalization after second-molar eruption [25, 32]. In a pilot study, a modified Beneslider demonstrated great efficiency in six adult patients using high forces delivered by two closing coils [40]. The authors applied this kind of mechanics due to a lack of high-force superelastic push coils. The patient, however, found the Longslider uncomfortable because of its bulky size. The conventional Beneslider with high force NiTi springs seems to be a more comfortable appliance.

Appliance construction in this study also comprised a guiding wire on the level of center of resistance which reduces the force of the tipping moment and hence friction. Such mechanics are, thus, more effective than those using buccal guiding wires at the dental-crown level [16]. In the present investigation, the amount of distalization was determined according to each patient's requirements; they ranged up to 8.5 mm with the second molars in place and demonstrated anchorage stability and mechanical efficacy.

Molar distalization often leads to bite opening caused by incisor protrusion or clockwise rotation of the mandible [15, 18]. We observed no significant changes in our patients' vertical measurements. Overbite, incisor inclination, and the ML-NL angle remained practically unchanged due to the stable guidance provided by the rigid stainless-steel wires.

chen Umfangs körperlicher Distalisierung zuzulassen. Bezüglich Gleitmechaniken konnten Gelgor et al. [16] aufzeigen, dass unabhängig von der Art der Verankerung eine palatinale Kraftapplikation auf Höhe des Widerstandszentrums einer bukkalen Kraft auf Kronenhöhe überlegen ist.

Bezüglich skelettal verankerter friktionsloser Apparaturen, wie dem Pendulum, wurde in der Literatur über eine Distalisierung von 4,0–6,4 mm bezogen auf die Kronenbewegung berichtet [11, 36, 47, 48]. Jedoch reichte hier das Ausmaß der Molarenkippung von 9,1–12,2°. Bei Verwendung eines konventionell verankerten Pendulums wurden Kippungen zwischen 6,07 und 14,50° angegeben [5, 6]. Studien, die sich mit einer optimierten Version des Pendulums (Pendulum K) befassten, konnten eine geringere Kippung von 3,07–4,75° für die Apparatur ermitteln [32, 34].

In dieser Studie betrug die errechnete Distalisierungsgeschwindigkeit 0,6 mm pro Monat. Vergleichbare Studien über Mechaniken, die eine körperliche Zahnbewegung bewirken, geben ähnliche Werte zwischen 0,5 und 0,7 mm pro Monat an [9, 16, 33]. Aufgrund der stärker ausgeprägten Kronenkippung konnten bei skelettal verankerten Pendulum-Apparaturen Distalisierungsgeschwindigkeiten von 0,6–0,9 mm pro Monat nachgewiesen werden [11, 36, 47, 48].

Chiu et al. [8] fanden heraus, dass die Verwendung eines Distal-Jets im Vergleich zu einem konventionell verankerten Pendulum einen größeren Verankerungsverlust zur Folge hat, da die körperliche Zahnbewegung einen höheren Widerstand erzeugt als die kippende. Ebenso wiesen die Studien von Bolla und Ngantung eine körperliche Zahnbewegung mittels des konventionell verankerten Distal-Jets nach, die jedoch mit einem signifikanten Verankerungsverlust einherging [3, 46]. Neben der Effektivität dieser Mechaniken legen die Ergebnisse dieser Studien nahe, dass eine stabile Verankerung erforderlich ist, um unerwünschte Nebeneffekte zu vermeiden. Dies stellt eine Indikation für die skelettale Verankerung dar. Bereits Keles et al. [26] beschrieben in einem Fallbericht eine modifizierte skelettal verankerte Version des Keles Slider, bei der kein Verankerungsverlust nachweisbar war.

Das Behandlungsprotokoll dieser Studie beinhaltete in den ersten Wochen lediglich eine fünfzig prozentige Aktivierung der Mechanik. Dies sollte eine Überlastung der Mini-Implantate in der Einheilphase verhindern. Verständlicherweise konnte somit in diesem Zeitraum keine umfangreiche Distalisierung verzeichnet werden, was möglicherweise zu einer Verminderung der durchschnittlichen Geschwindigkeit geführt hat.

Die applizierten Kräfte betragen bei Kindern mit noch nicht durchgebrochenem zweiten Molaren 2,4 N, während bei Jugendlichen und Erwachsenen mit vollständig durchgebrochenen zweiten Molaren Kräfte von 5 N zur Anwendung kamen. Dies sollte den durch die zweiten Molaren hervorgerufenen größeren Widerstand kompensieren.

Diese Werte liegen im Vergleich mit in der Literatur genannten Kraftgrößen im oberen Drittel [14]. Da Gleitmechaniken bekanntermaßen immer auch Friktion erzeugen, ist die effektiv an den Molaren wirkende Kraft deutlich geringer als die appli-

Conclusion

The Beneslider is an effective appliance that enables bodily distalization within an acceptable length of treatment time. It helps circumvent side-effects such as anchorage loss or bite opening because it provides stable direct skeletal anchorage. Even high forces of up to 5.0 N on each side can be applied. The higher resistance caused by erupted second molars can thus be compensated without significantly reducing the speed of distalization.

Compliance with ethical guidelines

Conflict of interest. B. Wilmes is the inventor of the Benefit system. M. Nienkemper, A. Pauls, S. Yamaguchi, B. Ludwig, and D. Drescher state that there are no conflicts of interest. All studies on humans described in the present manuscript were carried out with the approval of the responsible ethics committee and in accordance with national law and the Helsinki Declaration of 1975 (in its current, revised form). Informed consent was obtained from all patients included in studies

References

1. Antonarakis GS, Kiliaridis S (2008) Maxillary molar distalization with noncompliance intramaxillary appliances in Class II malocclusion. A systematic review. *Angle Orthod* 78:1133–1140
2. Bjork A, Skieller V (1983) Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years. *Eur J Orthod* 5:1–46
3. Bolla E, Muratore F, Carano A et al (2002) Evaluation of maxillary molar distalization with the distal jet: a comparison with other contemporary methods. *Angle Orthod* 72:481–494
4. Bussick TJ, McNamara JA Jr (2000) Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117:333–343
5. Byloff FK, Darendeliler MA (1997) Distal molar movement using the pendulum appliance. Part 1: clinical and radiological evaluation. *Angle Orthod* 67:249–260
6. Byloff FK, Darendeliler MA, Clar E et al (1997) Distal molar movement using the pendulum appliance. Part 2: the effects of maxillary molar root uprighting bends. *Angle Orthod* 67:261–270
7. Carano A, Testa M (1996) The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod* 30:374–380
8. Chiu PP, McNamara JA Jr, Franchi L (2005) A comparison of two intraoral molar distalization appliances: distal jet versus pendulum. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128:353–365
9. Cornelis MA, De Clerck HJ (2007) Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: a prospective clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132:373–377
10. Dahlberg G (1940) statistical methods for medical and biological students. Interscience Publications, New York
11. Escobar SA, Tellez PA, Moncada CA et al (2007) Distalization of maxillary molars with the bone-supported pendulum: a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131:545–549
12. Fontana M, Cozzani M, Caprioglio A (2012) Soft tissue, skeletal and dentoalveolar changes following conventional anchorage molar distalization therapy in class II non-growing subjects: a multicentric retrospective study. *Prog Orthod* 13:30–41

zierte Kraft. Bedingt durch die Anpassung der Kraftgrößen verringerte sich die Distalisierungsgeschwindigkeit nach Durchbruch der zweiten Molaren und bei älteren Patienten nicht signifikant. Jedoch berichten andere Studien von einer Verringerung der Distalisierungsgeschwindigkeit nach Durchbruch der zweiten Molaren [25, 32]. Eine frühere Pilotstudie konnte bei sechs erwachsenen Patienten die hohe Effizienz einer mit zwei starken Zugfedern modifizierten Beneslider-Apparatur nachweisen [40]. Diese Mechanik wurde gewählt, da superelastische Druckfedern mit hoher Kraftabgabe nicht zur Verfügung standen. Dieser Longslider erwies sich jedoch aufgrund seiner Größe als unkomfortabel für den Patienten. Die Verwendung der konventionellen Beneslider-Apparatur mit starken Ni-Ti-Druckfedern scheint eine angenehmere Lösung für den Patienten darzustellen.

Die Apparaturen dieser Studie wiesen einen stabilen Führungsdraht auf Höhe des Widerstandszentrums auf. Dies reduziert das Kippmoment, welches auf die Molaren einwirkt und somit auch die Friktion. Dadurch ist diese Art von Mechanik dem bukkalen Kraftansatz auf Kronenhöhe überlegen [16]. In der vorliegenden Studie war das Ausmaß der Distalisierung fundabhängig und reichte bis 8,5 mm bei durchgebrochenen zweiten Molaren. Dies verdeutlicht die gute Verankerungsqualität und die hohe Effektivität der gewählten Mechanik.

Häufig führt die Molarendistalisation zu einer Bissöffnung durch Protrusion der Frontzähne oder Rotation des Unterkiefers im Uhrzeigersinn [15, 18]. Signifikante vertikale Veränderungen konnten in dieser Studie nicht ermittelt werden. Sowohl der Overbite als auch die Inklination der oberen Frontzähne und der Basiswinkel (ML-NL) blieben aufgrund der stabilen Führung der Apparatur beinahe unverändert.

Schlussfolgerung

Mit dem Beneslider ist eine körperliche Distalisierung in einer angemessenen Behandlungszeit möglich. Unerwünschte Nebeneffekte wie Verankerungsverlust oder Bissöffnung können aufgrund der stabilen skelettalen Verankerung vermieden werden. Durch Variation der applizierten Kräfte (bis zu 5 N pro Seite) kann der erhöhte Widerstand, den durchgebrochene zweite Molaren bewirken, ohne eine signifikante Verringerung der Distalisierungsgeschwindigkeit ausgeglichen werden.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. B. Wilmes ist der Erfinder des Benefit-Systems. M. Nienkemper, A. Pauls, S. Yamaguchi, B. Ludwig und D. Drescher geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht. Alle im vorliegenden Manuskript beschriebenen Untersuchungen am Menschen wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethik-Kommission, im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung) durchgeführt. Von allen beteiligten Patienten liegt eine Einverständniserklärung vor.

13. Fortini A, Lupoli M, Giuntoli F et al (2004) Dentoskeletal effects induced by rapid molar distalization with the first class appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:697–704 (discussion 704–695)
14. Fudalej P, Antoszewska J (2011) Are orthodontic distalizers reinforced with the temporary skeletal anchorage devices effective? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139:722–729
15. Fuziy A, Rodrigues de Almeida R, Janson G et al (2006) Sagittal, vertical, and transverse changes consequent to maxillary molar distalization with the pendulum appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130:502–510
16. Gelgor IE, Karaman AI, Buyukyilmaz T (2007) Comparison of 2 distalization systems supported by intraosseous screws. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131:161.e1–8
17. Ghosh J, Nanda RS (1996) Evaluation of an intraoral maxillary molar distalization technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110:639–646
18. Godt A, Kalwizki M, Goz G (2005) Retrospective analysis of casts to assess cervical headgear treatment in the presence of vertical growth pattern. *J Orofac Orthop* 66:230–240
19. Graber T (1955) Extraoral force—facts and fallacies. *Am L Orthod* 41:490–505
20. Hilgers JJ (1992) The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin Orthod* 26:706–714
21. Houston WJ (1983) The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 83:382–390
22. Jeckel N, Rakosi T (1991) Molar distalization by intra-oral force application. *Eur J Orthod* 13:43–46
23. Kang S, Lee SJ, Ahn SJ et al (2007) Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131:574–581
24. Kanomi R (1997) Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31:763–767
25. Karlsson I, Bondemark L (2006) Intraoral maxillary molar distalization. *Angle Orthod* 76:923–929
26. Keles A, Erverdi N, Sezen S (2003) Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *Angle Orthod* 73:471–482
27. Keles A, Sayinsu K (2000) A new approach in maxillary molar distalization: intra-oral bodily molar distalizer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117:39–48
28. Kim HJ, Yun HS, Park HD et al (2006) Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130:177–182
29. Kinzinger G, Diedrich P (2008) Biomechanics of the Keles Slider appliance for maxillary molar distalization—in-vitro analysis of force systems. *J Orofac Orthop* 69:365–372
30. Kinzinger GS, Diedrich PR (2008) Biomechanics of a Distal Jet appliance. Theoretical considerations and in vitro analysis of force systems. *Angle Orthod* 78:676–681
31. Kinzinger GS, Diedrich PR (2007) Biomechanics of a modified Pendulum appliance—theoretical considerations and in vitro analysis of the force systems. *Eur J Orthod* 29:1–7
32. Kinzinger GS, Fritz UB, Sander FG et al (2004) Efficiency of a pendulum appliance for molar distalization related to second and third molar eruption stage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:8–23
33. Kinzinger GS, Gulden N, Yildizhan F et al (2009) Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136:578–586
34. Kinzinger GS, Wehrbein H, Diedrich PR (2005) Molar distalization with a modified pendulum appliance—in vitro analysis of the force systems and in vivo study in children and adolescents. *Angle Orthod* 75:558–567
35. Kinzinger GS, Wehrbein H, Gross U et al (2006) Molar distalization with pendulum appliances in the mixed dentition: effects on the position of unerupted canines and premolars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129:407–417
36. Kircelli BH, Pektas ZO, Kircelli C (2006) Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance. *Angle Orthod* 76:650–659
37. Kloehn S (1953) Orthodontics—force or persuasion. *Angle Orthod* 13:56–60
38. Kyung SH, Hong SG, Park YC (2003) Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *J Clin Orthod* 37:22–26
39. Lee JS, Kim DH, Park YC et al (2004) The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *Angle Orthod* 74:711–714
40. Longerich UJ, Thurau M, Kolk A (2012) Development of a new device for maxillary molar distalization with high pseudoelastic forces to overcome slider friction: the Longslider—a modification of the Beneslider. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 20:e1–e13
41. Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ et al (2011) Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *J Clin Orthod* 45:433–441 (quiz 467)
42. Maino BG, Weiland F, Attanasi A et al (2007) Root damage and repair after contact with miniscrews. *J Clin Orthod* 41:762–766 (quiz 750)
43. McSherry PF, Bradley H (2000) Class II correction-reducing patient compliance: a review of the available techniques. *J Orthod* 27:219–225
44. Melsen B, Costa A (2000) Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 3:23–28
45. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M et al (2003) Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124:373–378
46. Ngantung V, Nanda RS, Bowman SJ (2001) Posttreatment evaluation of the distal jet appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120:178–185
47. Oncag G, Seckin O, Dincer B et al (2007) Osseointegrated implants with pendulum springs for maxillary molar distalization: a cephalometric study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131:16–26
48. Polat-Ozsoy O, Kircelli BH, Arman-Ozcirpici A et al (2008) Pendulum appliances with 2 anchorage designs: conventional anchorage vs bone anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133:339 e339–339 e317
49. Schatzle M, Mannchen R, Zwahlen M et al (2009) Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 20:1351–1359
50. Sugawara J, Kanzaki R, Takahashi I et al (2006) Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129:723–733
51. Triaca A, Antonini M, Wintermantel (1992) Ein neues Titanflachschaublen-Implantat zur orthodontischen Verankerung am anterioren Gaumen. *Inf Orthod Kieferorthop* 24:251–257
52. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P et al (1996) The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res* 7:410–416
53. Wiechmann D, Meyer U, Buchter A (2007) Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 18:263–267
54. Wilmes B, Drescher D (2010) Application and effectiveness of the Beneslider: a device to move molars distally. *World J Orthod* 11:331–340
55. Wilmes B, Drescher D (2011) Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg* 40:697–703
56. Wilmes B, Drescher D (2009) Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 79:609–614
57. Wilmes B, Drescher D (2008) A miniscrew system with interchangeable abutments. *J Clin Orthod* 42:574–580
58. Wilmes B, Drescher D, Nienkemper M (2009) A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 43:494–501
59. Wilmes B, Nienkemper M, Ludwig B et al (2012) Esthetic Class II treatment with the Beneslider and aligners. *J Clin Orthod* 46:390–398

Corresponding address

Dr. Manuel Nienkemper
 Department of Orthodontics
 Heinrich-Heine-University
 Moonenstr. 5
 40225 Düsseldorf, Germany
 Manuel.Nienkemper@uni-duesseldorf.de