

Impact of Implant Design on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants

Einfluss des Implantat-Designs auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate

Benedict Wilmes, Stephanie Ottenstreuer, Yu-Yu Su, Dieter Drescher¹

Abstract

Aim: Skeletal anchorage with mini-implants has greatly broadened the treatment possibilities in orthodontics over the last few years. To reduce implant failure rates, it is advisable to obtain adequate primary stability. The aim of this study was to quantitatively analyze the impact of implant design and dimension on primary stability.

Material and Methods: Forty-two porcine iliac bone segments were prepared and embedded in resin. To evaluate the primary stability, we documented insertion torques of the following mini-implants: Aarhus Screw, AbsoAnchor®, LOMAS, Micro-Anchorage-System, ORLUS and Spider Screw®. In each bone, five Dual Top™ Screws were inserted for reference purposes to achieve comparability among the specimens.

Results: We observed wide variation in insertion torques and hence primary stability, depending on mini-implant design and dimension; the great impact that mini-implant diameter has on insertion torques was particularly conspicuous. Conical mini-implants achieved higher primary stabilities than cylindrical designs.

Conclusions: The diameter and design of the mini-implant thread have a distinctive impact on primary stability. Depending on the region of insertion and local bone quality, the choice of the mini-implant design and size is crucial to establish sufficient primary stability.

Keywords: Orthodontic anchorage · Mini-implants · Primary stability · Insertion torque

Zusammenfassung

Hintergrund und Ziel: Die skelettale Verankerung mit Mini-Implantaten hat die Behandlungsmöglichkeiten der Kieferorthopädie in den letzten Jahren stark erweitert. Zur Minimierung der Verlustrate ist es erforderlich, eine ausreichende Primärstabilität zu erzielen. Ziel der Studie war es, die Faktoren Schraubendesign und -dimension quantitativ zu analysieren.

Material und Methodik: Vom Landschwein wurden 42 Beckenknochen (Ilium) präpariert und in Kunststoff eingebettet. Für die Bestimmung der Primärstabilität wurde das Eindrehmoment von folgenden verschiedenen Mini-Implantat-Typen gemessen: Aarhus Screw, AbsoAnchor®, LOMAS, Micro-Anchorage-System, ORLUS und Spider Screw®. Jeweils fünf Referenz-Implantate (Dual Top™ Screw) wurden pro Knochensegment inseriert, um eine Vergleichbarkeit zwischen den Präparaten herzustellen.

Ergebnisse: Das Eindrehmoment und damit die Primärstabilität der untersuchten Mini-Implantate zeigte je nach Design und Größe des Implantates große Unterschiede. Insbesondere der Implantat-Durchmesser verursachte eine starke Veränderung der Eindrehmomente. Konische Mini-Implantate zeigten eine bessere Primärstabilität als zylindrische Designs.

Schlussfolgerungen: Der Durchmesser und die Gestaltung des Gewindeanteils von Mini-Implantaten spielen im Hinblick auf die Primärstabilität eine wichtige Rolle. Je nach Insertionsregion und der damit verbundenen Knochenqualität sollte ein geeignetes Implantat gewählt werden, um eine ausreichende Primärstabilität zu erreichen.

Schlüsselwörter: Kieferorthopädische Verankerung · Mini-Implantate · Primärstabilität · Eindrehmomente

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

Received: August 6, 2007; accepted: November 5, 2007

J Orofac Orthop 2008;69:42–50

DOI 10.1007/s00056-008-0727-4

Introduction

Stable anchorage is the main prerequisite for successful orthodontic treatment. The anchorage quality of dental structures in adult patients is often insufficient due to a periodontally-compromised and reduced dentition [11]. Under such conditions skeletal anchorage, and especially mini-implants, have proven useful, thus broadening the treatment options in orthodontics, due in no small part to less dependence on patient compliance (Figure 1) [8, 12, 18, 27, 28, 30].

However, we should not be tolerating failure rates of 10–30% as described in the literature [3, 4, 7, 15, 23, 29]. The factors below are currently regarded as possible reasons for implant loss.

1. Application of excessive forces on the mini-implant [6, 29],
2. A large lever arm (thick mucosa) [6, 29],
3. Peri-implantitis when inserted in the unattached mucosa [7],
4. Insufficient primary stability [19, 24],
5. Bone damage at insertion (bone compression, bone over-heating).

The latter phenomenon is familiar to us from dental implantology [5] and could explain the loss of mini-implants at very high insertion torques in the mandible.

There is clinical evidence from dental implantology that an implant's primary stability irrefutably determines its prognosis, as do other factors such as bone quality and oral hygiene [13, 21, 26]. Implant stability immediately after insertion is called primary stability ("Press-fit"). The essential factors affecting implant primary stability are bone quality, implant design, and insertion modalities. Some authors recommend implant site preparation modalities and implant type selection based on the anticipated local bone quality [9, 25, 31].

In addition to histological evaluation, two non-invasive methods for determining implant stability are available: measurement of insertion and removal torques [14, 17, 20] and the resonance frequency analysis (RFA) by Osstell [22]. RFA is based on the frequency analysis of oscillations transmitted to an implant by a transducer (the "smart-peg").

Einleitung

Eine erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung setzt eine ausreichend stabile Verankerung voraus. Dentale Verankerungsmöglichkeiten sind insbesondere beim erwachsenen Patienten aufgrund einer Parodontopathie oder einer reduzierten Zahnzahl häufig beeinträchtigt [11]. Die skeletale Verankerung, in den letzten Jahren insbesondere mittels Mini-Implantaten, erweist sich in solchen Situationen als sehr vorteilhaft und hat nicht zuletzt wegen ihrer Unabhängigkeit von der Patientencompliance das Behandlungsspektrum der Kieferorthopädie enorm erweitert (Abbildung 1) [8, 12, 18, 27, 28, 30].

Die in der Literatur beschriebenen Verlustraten von ca. 10–30% können jedoch noch nicht als zufriedenstellend bewertet werden [3, 4, 7, 15, 23, 29]. Als Faktoren, die zu einem Implantatverlust führen können, gelten nach aktuellem Erkenntnisstand:

1. eine Applikation zu großer Kräfte auf das Mini-Implantat [6, 29],
2. ein zu großer Hebelarm (dicke Schleimhaut) [6, 29],
3. Insertion im Bereich der beweglichen Mukosa mit Peri-implantitis [7],
4. eine zu geringe Primärstabilität [19, 24],
5. eine zu starke Knochenschädigung bei Insertion (Knochenquetschung/Knochenüberhitzung).

Der letzte Punkt ist aus dem Bereich der dentalen Implantologie bekannt [5] und könnte ein Grund für den Implantatverlust von Mini-Implantaten bei sehr hohen Eindrehmomenten im Unterkiefer sein.

Ebenfalls aus der dentalen Implantologie ist bekannt, dass neben Faktoren wie Knochenqualität und Mundhygiene vor allem die Primärstabilität eines Implantates seine erfolgreiche Prognose bestimmt [13, 21, 26]. Unter der Primärstabilität versteht man die Festigkeit eines Implantates unmittelbar nach Insertion („Press-Fit“). Durch die ossäre Einheilung entwickelt sich die Sekundärstabilität. Im Wesentlichen bestimmen drei Faktoren die Primärstabilität von Implantaten: Knochenqualität, Implantatdesign und Insertionsmodalitäten. Es ist ratsam, die Vorgehensweise bei der



Figure 1. Since anchorage quality in the anterior dentition is inadequate, rapid palatal expansion (RPE) is performed using a Hybridhyrax using two mini-implants (Dual Top™ screw 2 × 10 mm) in the anterior palate to establish skeletal anchorage. Because of still-growing roots, the premolars were not loaded [32].

Abbildung 1. Gaumennaht-Erweiterung mittels „Hybridhyrax“ bei anterior insuffizienten dentalen Verankerungsmöglichkeiten: skeletale Verankerung mit zwei Mini-Implantaten (Dual Top™ Schrauben 2,0 × 10 mm). Die Prämolaren werden aufgrund ihres noch aktiven Wurzelwachstums nicht belastet [32].

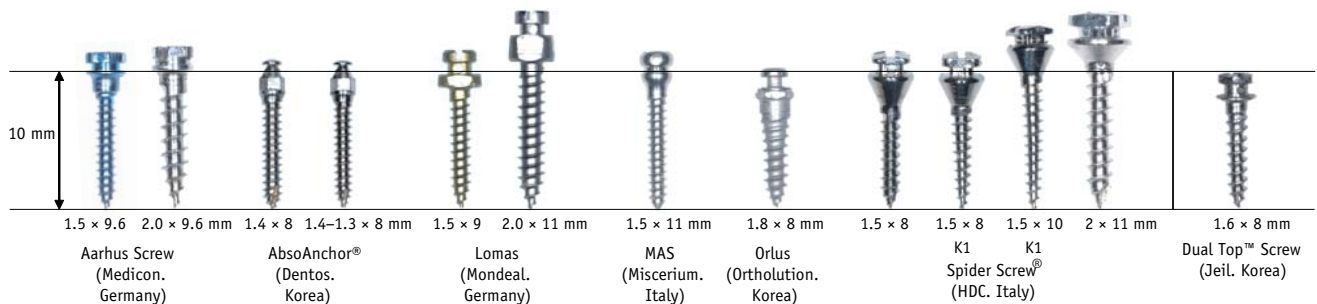


Figure 2. Tested mini-implants: Aarhus Screw 1.5 × 9.6 mm and 2.0 × 9.6 mm, AbsoAnchor® SH 14-08 and SH 1413-08, LOMAS 1.5 × 9 mm and 2.0 × 11 mm, Micro-Anchorage-System (MAS) 1.5 × 11 mm, ORLUS 1.8 × 8 mm, Spider Screw® 1.5 × 8 mm and 2 × 11 mm, Spider Screw® K1 1.5 × 8 mm and 1.5 × 10 mm as well as the reference implant Dual Top™ 1.6 × 8 mm.

Abbildung 2. Untersuchte Mini-Implantate: Aarhus Screw 1,5 × 9,6 mm und 2,0 × 9,6 mm, AbsoAnchor® SH 14-08 und SH 1413-08, LOMAS 1,5 × 9 mm und 2,0 × 11 mm, Micro-Anchorage-System (MAS) 1,5 × 11 mm, ORLUS 1,8 × 8 mm, Spider Screw® 1,5 × 8 mm und 2 × 11 mm, Spider Screw® K1 1,5 × 8 mm und 1,5 × 10 mm sowie das Referenz-Implantat Dual Top™ 1,6 × 8 mm.

However, this measurement method is currently not applicable for orthodontic mini-implants (statement by manufacturer). Radiological examination and Periotest® (Medizintechnik Gulden, Modautal, Germany) deliver only insufficiently precise measurements [1, 2, 10, 16, 22].

In this study we tested different mini-implant designs and sizes to discover whether sufficient insertion torque and hence adequate primary stability is achievable. We also quantitatively evaluated the differences between a conical and a cylindrical thread design.

Material and Methods

The following twelve mini-implant types were evaluated in this study (Figure 2):

- Aarhus Screw 1.5 × 9.6 mm and 2.0 × 9.6 mm (Medicon, Tuttlingen, Germany),
- AbsoAnchor® SH 14-08 and SH 1413-08 (Dentos Inc., Taegu, Korea),
- LOMAS 1.5 × 9 mm and 2.0 × 11 mm (Mondeal, Tuttlingen, Germany),
- Micro-Anchorage-System 1.5 × 11 mm (Micerium S.p.A., Avegno, Italy),
- ORLUS 1.8 × 8 mm (Ortholution, Seoul, Korea),
- Spider Screw® 1.5 × 8 mm and 2 × 11 mm (HDC, Sarcedo, Italy),
- Spider Screw® K1 1.5 × 8 mm and 1.5 × 10 mm (HDC, Sarcedo, Italy).

The ilium of country pigs was chosen as bone model [31]. The compacta thicknesses of such bone segments are similar to human maxillary and mandibular bone (Figure 3).

In total, 42 segments measuring 5 × 5 cm from the same ilium site were prepared and embedded under water cooling in resin (ProBase®; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Präparation des Implantatbetts und die Wahl des Implantat-Typs von der Knochenqualität am Insertionsort abhängig zu machen [9, 25, 31].

Neben histologischen Untersuchungsverfahren werden folgende verschiedene noninvasive Methoden zur Bestimmung der Implantat-Stabilität durchgeführt:

Als wissenschaftlich anerkannte Untersuchungsmethoden gelten die Messung der Ein- und Ausdrehmomente [14, 17, 20] sowie die Resonanzfrequenzanalyse (RFA) [22]. Hier wird das Implantat Schwingungen ausgesetzt, die mithilfe eines Transducers bzw. Smartpegs übertragen werden. Die RFA kann jedoch an orthodontischen Mini-Implantaten nach Herstellerangaben noch nicht angewendet werden. Die Röntgendiagnostik und die Messung mithilfe des Periotest® (Medizintechnik Gulden, Modautal, Deutschland) liefern jedoch nur unzureichend genaue Messwerte [1, 2, 10, 16, 22].

In dieser Studie werden verschiedene Mini-Implantat-Designs bzw. -Größen dahingehend untersucht, ob ein ausreichendes Eindrehmoment und damit eine ausreichende Primärstabilität erreicht wird. Weiterhin wird der quantitative Unterschied zwischen konischem und zylindrischem Gewinde-Design ausgewertet.

Material und Methodik

Folgende zwölf Mini-Implantat-Typen wurden in die Studie einbezogen (Abbildung 2):

- Aarhus Screw 1,5 × 9,6 mm und 2,0 × 9,6 mm (Medicon, Tuttlingen, Deutschland),
- AbsoAnchor® SH 14-08 und SH 1413-08 (Dentos, Taegu, Korea),
- LOMAS 1,5 × 9 mm und 2,0 × 11 mm (Mondeal, Tuttlingen, Deutschland),
- Micro-Anchorage-System 1,5 × 11 mm (Micerium, S.p.A., Avegno, Italien),

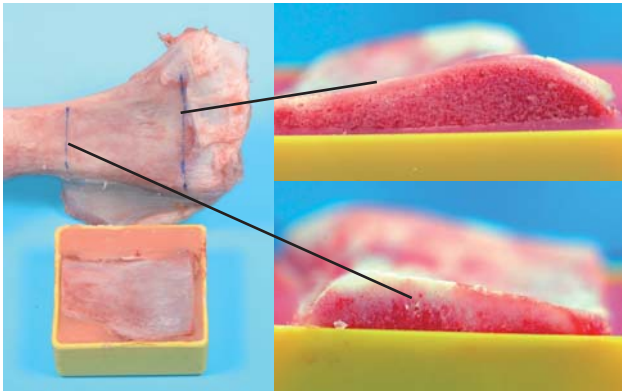


Figure 3. Prepared segment of the ilium of a country pig (on the left). The compacta thickness of the bone segments ranged from 0.5 mm to 1 mm towards the iliosacral joint (above right) and up to 3.0 mm towards the hip joint (below right).

Abbildung 3. Präpariertes Segment vom Ilium des Landschweins (links). Die Kompaktadicke der Knochensegmente betrug in Richtung des Iliosakralgelenks 0,5 bis 1,0 mm (oben rechts), in Richtung des Hüftgelenks 2,0 bis 3,0 mm (unten rechts).

A raster of 25 implantation sites with a minimum distance of 4 mm was marked on the bone segments, and pilot drilling were done using a bench drilling machine (Opti B 14 T, Rexon Europe, Hilden, Germany) at 915 rpm (Figure 4). We used the following drills: diameter 1.1 mm (tomas® system, Dentaureum, Ispringen, Germany) for all mini-implants with a diameter of 1.6 mm or less, and 1.3 mm (Dual Top™ System; Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) for those of larger diameter. The pre-drilling depth was set at 3 mm.

The implants were then manually inserted vertically in the bone surface using the recommended handheld screwdriver up to a bone-implant collar distance of 0.7 mm. Dual Top™ mini-implants (1.6 × 8 mm) served as reference implants to determine any differences among the various bone qualities (Figure 5). Sixty insertions in all were examined for each mini-implant type.

After the manual pre-insertion, final screwing by another 0.2 mm up to the definite insertion depth was done by the Robotic Measurement System (RMS). Main component of this measuring system is a precision robot RX60 (Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Germany) equipped with a precision potentiometer (WHALE 300, Contelec, Biel/Bienne, Switzerland) functioning as an angle sensor and torque sensor (8625-5001, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH, Gernsbach, Germany) (Figure 6). The moment sensor was coupled with the mini-implant using the respective driver shaft. The analogue signals delivered by the sensors were digitized by the multi-channel measuring device Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germany) and were stored in a personal computer.

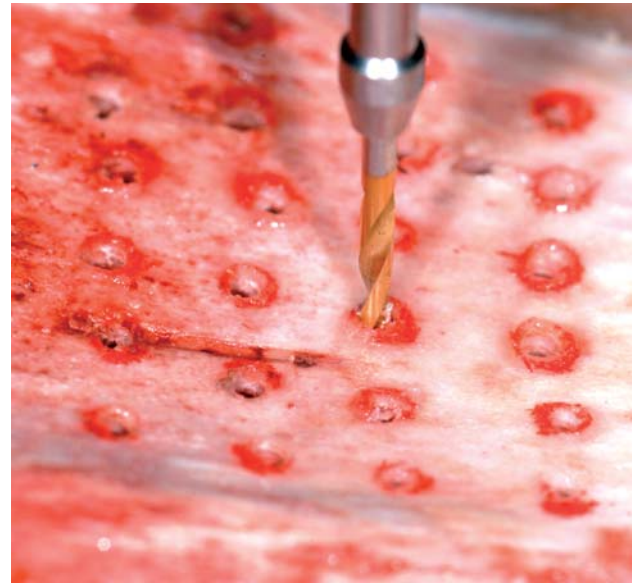


Figure 4. Insertion raster with the pre-drilling and implantation sites.

Abbildung 4. Verwendetes Vorbohr- und Insertionsraster.

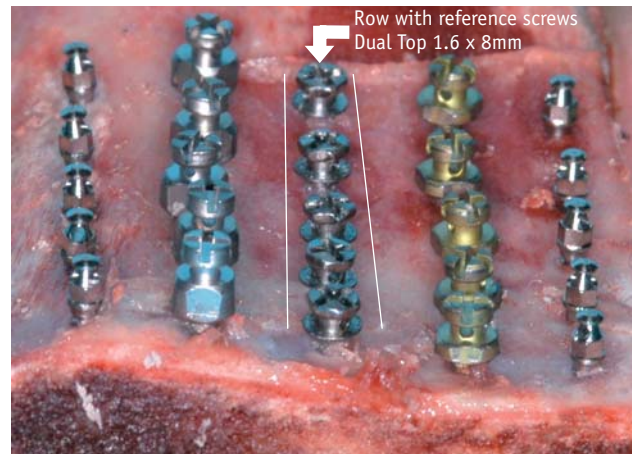


Figure 5. After manual mini-implant insertion: the third row (R) served as sites for the reference implants (Dual Top™ 1.6 × 8 mm).

Abbildung 5. Zustand nach manueller Mini-Implantat-Insertion. Jeweils die dritte Reihe (R) diente zur Aufnahme der Referenzimplantate (Dual Top™ 1,6 × 8 mm).

- ORLUS 1,8 × 8 mm (Ortholution, Seoul, Korea),
- Spider Screw® 1,5 × 8 mm und 2 × 11 mm (HDC, Sarcedo, Italien),
- Spider Screw® K1 1,5 × 8 mm und 1,5 × 10 mm (HDC, Sarcedo, Italien).

Als Knochenmodell wurde das Ilium vom Landschwein gewählt [31]. Hier finden sich Kompaktadicken, wie sie auch im menschlichen Ober- und Unterkiefer anzutreffen sind (Abbildung 3). Insgesamt 42 5 × 5 cm große Segmente je-

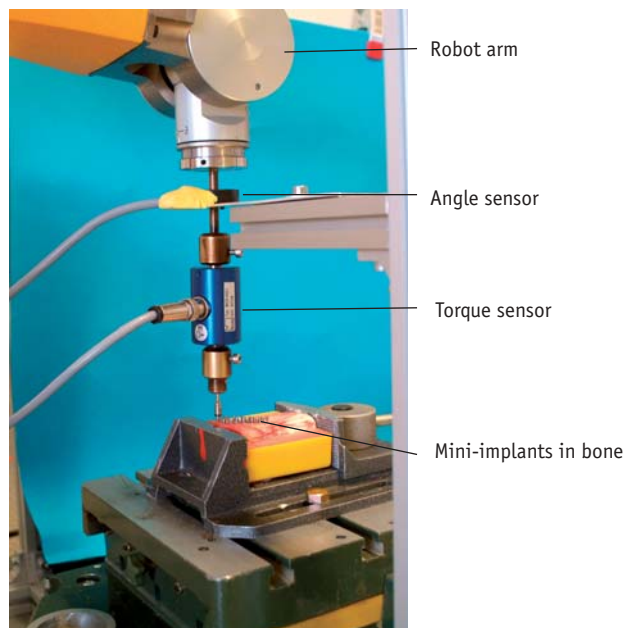


Figure 6. Construction of the measurement system, comprising a precision robot coupled with a precision potentiometer functioning as a angle sensor, torque sensor and driver shaft.

Abbildung 6. Aufbau der Messapparatur, bestehend aus einem Präzisionsroboter, der mit einem als Winkelsensor fungierenden Präzisionspotentiometer, einem Drehmomentsensor und dem Winkelstückschraubvorsatz gekoppelt ist.

The measuring system's software was programmed so that the robot arm rotated 80° within 2 seconds. During rotation, insertion torques were measured and recorded as a function of the rotation angle. Maximum torque values detected during the measurements underwent further data analysis.

All maximum insertion torques were transferred to a pivot table (Excel® 2003, Microsoft®) as absolute measurements (M_{abs}) and categorized depending on the implant type. To establish comparability between the measurements from the different bone segments, the measured insertion torque M_{abs} was standardized as relative insertion torque M_{rel} using the respective insertion torque of the reference implant M_R of the same column in the insertion raster [31]. As such, M_{rel} represents the insertion torque into a bone having an average compacta thickness:

$$M_{rel} = \frac{M_{abs} \times 100}{M_R}$$

The graphic representation in the form of box plot diagrams, as well as the statistical tests were carried out with the statistics software SPSS® 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The average values of the individual measurements were tested for significance using the Mann-Whitney U and

weils vom gleichen Ilium-Areal wurden freipräpariert und unter Kühlung in Kunststoff (ProBase®; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) eingebettet.

Auf den Knochensegmenten wurde jeweils ein Raster von 25 Implantationsstellen in einem Mindestabstand von 4 mm markiert und Pilotbohrungen mithilfe einer Tischbohrmaschine (Opti B 14 T, Rexon Europe, Hilden, Deutschland) bei 915 Umdrehungen pro Minute vorgenommen (Abbildung 4). Zur Pilotbohrung wurden folgende Vorbohrer verwendet: Durchmesser 1,1 mm (tomas® System, Dentaurum, Ispringen, Deutschland) für die Mini-Implantate bis 1,6 mm Durchmesser und 1,3 mm (Dual Top™ System, Jeil Medical, Seoul, Korea) für die Mini-Implantate mit den größeren Durchmessern. Die Vorbohrtiefe wurde an diesem Gerät auf 3 mm eingestellt.

Anschließend wurden die Implantate zunächst manuell mit dem jeweiligen Schraubendreher senkrecht zur Knochenoberfläche bis zu einem Knochen-Implantat-Kragen-Abstand von 0,7 mm eingebracht. Als Referenzimplantate dienten Dual Top™ Mini-Implantate (1,6 × 8 mm), um Unterschiede der jeweiligen Knochenqualitäten zu bestimmen (Abbildung 5). Für jeden Mini-Implantat-Typ wurden 60 Insertionen durchgeführt.

Nach der manuellen Vorinsertion wurden die Mini-Implantate mithilfe des Robotic Measurement Systems (RMS) um weitere 0,2 mm bis zur definitiven Insertionstiefe in die Knochensegmente eingeschraubt. Zentraler Bestandteil des Messsystems ist ein Präzisionsroboter RX60 (Stäubli Tec-Systems, Bayreuth, Deutschland), welcher mit einem als Winkelsensor fungierenden Präzisionspotentiometer (WAL 300, Contelec, Biel/Bienne, Schweiz) und einem Drehmomentsensor (8625-5001, Burster Präzisionsmesstechnik, Gernsbach, Deutschland) ausgestattet wurde (Abbildung 6). Mit dem Winkelstückschraubvorsatz des jeweiligen Implantat-Systems wurde eine verdrehsichere Kopplung zum Mini-Implantat hergestellt. Die von den Sensoren gelieferten Analogsignale wurde mithilfe der Mehrkanal-Messelektronik Spider 8 (Firma Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland) digitalisiert und in einem PC gespeichert.

Die Software des Messsystems wurde so programmiert, dass der Roboterarm eine Rotation von 80° in 2 Sekunden ausführte. Während der Rotationsbewegungen wurde das Eindrehmoment erfasst und als Funktion zum Drehwinkel aufgezeichnet. Die dabei beobachteten Maximalwerte wurden der Datenauswertung zugeführt.

Alle maximalen Eindrehmomente wurden als absolute Messwerte (M_{abs}) in eine Pivottabelle (Excel® 2003, Microsoft®) übertragen und je nach Implantat-Typ kategorisiert. Um eine Vergleichbarkeit zwischen den Messwerten aus den unterschiedlichen Knochensegmenten zu gewährleisten, wurde das gemessene Eindrehmoment M_{abs} unter Verwendung des jeweiligen Eindrehmoments des Referenz-Implantats M_R derselben Spalte im Insertionsraster zum relativen

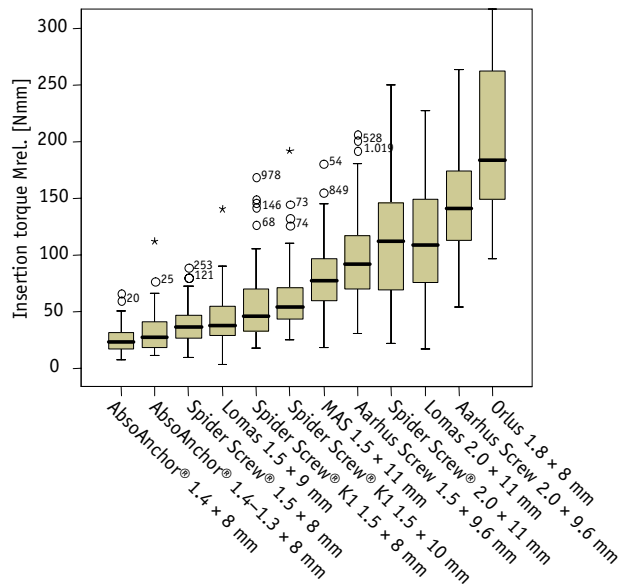


Figure 7. Boxplot of the insertion torques according to mini-implant type. Significant differences (***) with $p < 0.001$ (Kruskal-Wallis test).

Abbildung 7. Boxplot der Eindrehmomente je nach Implantat-Typ. Signifikante Unterschiede (***) mit $p < 0,001$ (Kruskal-Wallis-Test).

the Kruskal-Wallis test for non-parametric samples. Maximum error was limited to $p < 0.05$.

Results

The measured insertion torques and hence primary stability revealed strong differences depending on the mini-implant’s diameter and design. Maximum insertion torques were observed between 10 and 480 Nmm (1–48 Ncm). The mini-implant’s diameter had a particularly great impact (Figure 7; Table 1).

Comparing conical and cylindrical mini-implant types from the same manufacturer, yielded the following measurement results: the conical AbsoAnchor® SH 1413-08 showed significantly higher insertion torques (primary stabilities) than the cylindrical AbsoAnchor® SH 14-08 (Figure 8; Table 1). The conical Spider Screw® K1 1.5 x 8 mm demonstrated significantly higher insertion torques (primary stabilities) than the Spider Screw® 1.5 x 8 mm with the cylindrical thread design as well (Figure 9; Table 1).

Discussion

It is obvious from our results that both the thread design and diameter of mini-implants have a great impact on their primary stability. The intraosseous part’s conical design seems to be superior to the cylindrical design.

The ORLUS mini-implant showed the greatest insertion torques even though its diameter is only 1.8 mm. We assume that the large inner diameter of the thread part in the area around the implant neck is responsible for this.

Table 1. Table of the insertion torques (median value and variance) according to implant type.

Tabelle 1. Tabelle der Eindrehmomente (Mediane und Standardabweichungen) je nach Implantat-Typ.

Mini-implant	Median [Nmm]	Variance
Aarhus Screw 1.5 x 9.6 mm	92.05	65.24
Aarhus Screw 2.0 x 9.6 mm	140.75	130.90
AbsoAnchor® SH 14-08	23.05	12.47
AbsoAnchor® SH 1413-08	27.15	18.64
LOMAS 1.5 x 9 mm	37.85	22.99
LOMAS 2.0 x 11 mm	108.45	90.14
Micro-Anchorage-System (MAS) 1.5 x 11 mm	76.90	33.65
ORLUS 1.8 x 8 mm	183.65	192.79
Spider Screw® 1.5 x 8 mm	35.90	18.50
Spider Screw® 2 x 11 mm	112.00	57.27
Spider Screw® K1 1.5 x 8 mm	45.95	34.84
Spider Screw® K1 1.5 x 10 mm	53.55	30.86

Eindrehmoment M_{rel} normiert [31]. Der Wert M_{rel} entspricht damit dem Eindrehmoment in einen Knochen mit mittlerer Kompaktadicke:

$$M_{rel} = \frac{M_{abs} \times 100}{M_R}$$

Die grafische Darstellung in Form von Boxplot-Diagrammen sowie die statistischen Tests wurden mit der Statistik-Software SPSS® 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) vorgenommen. Die Messreihen wurden mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests und des Kruskal-Wallis-Tests für nicht-parametrische Verteilungen auf signifikante Abweichungen geprüft. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Ergebnisse

Die gemessenen Eindrehmomente und somit die Primärstabilität zeigten in Abhängigkeit von Durchmesser und Design des Mini-Implantates starke Unterschiede. Es wurden maximale Eindrehmomente in einem Bereich von 10 bis 480 Nmm (1–48 Ncm) beobachtet. Insbesondere der Mini-Implantat-Durchmesser hatte eine große Auswirkung (Abbildung 7, Tabelle 1).

Beim Vergleich von konischen mit zylindrischen Mini-Implantat-Typen desselben Herstellers, zeigten sich folgende Messergebnisse: Der konische AbsoAnchor® SH 1413-08 zeigte signifikant höhere Eindrehmomente/Primärstabilitäten als der zylindrische AbsoAnchor® SH 14-08 (Abbildung 8, Tabelle 1). Auch die konische Spider Screw® K1 1,5 x 8 mm zeigte hochsignifikant höhere Eindrehmomente/Primärstabilitäten als die Spider Screw® 1,5 x 8 mm mit zylindrischer Gewindeform (Abbildung 9; Tabelle 1).

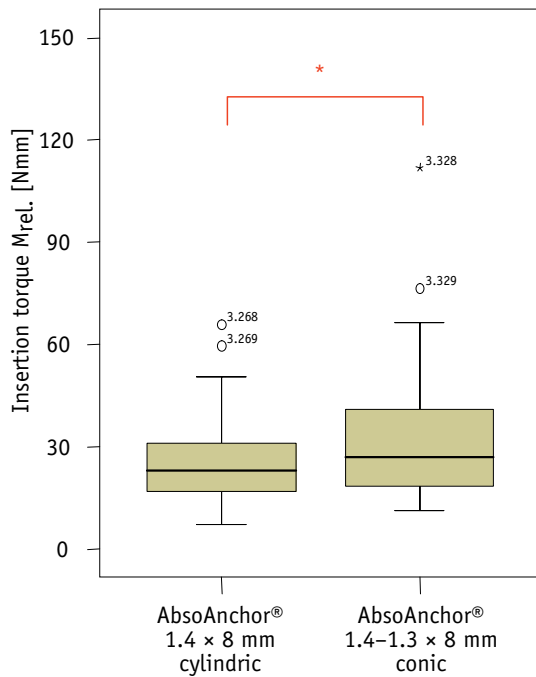


Figure 8. Boxplot of the insertion torques for AbsoAnchor® SH 1408 (cylindrical thread design) compared to the AbsoAnchor® 1314-08 (conical thread design). Significant differences (*) with $p < 0.05$ (Mann-Whitney-U-Test).

Abbildung 8. Boxplot der Eindrehmomente für AbsoAnchor® SH 1408 (zylindrisches Gewinde-Design) verglichen mit AbsoAnchor® 1314-08 (konisches Gewinde-Design). Signifikante Unterschiede (*) mit $p < 0,05$ (Mann-Whitney-U-Test).

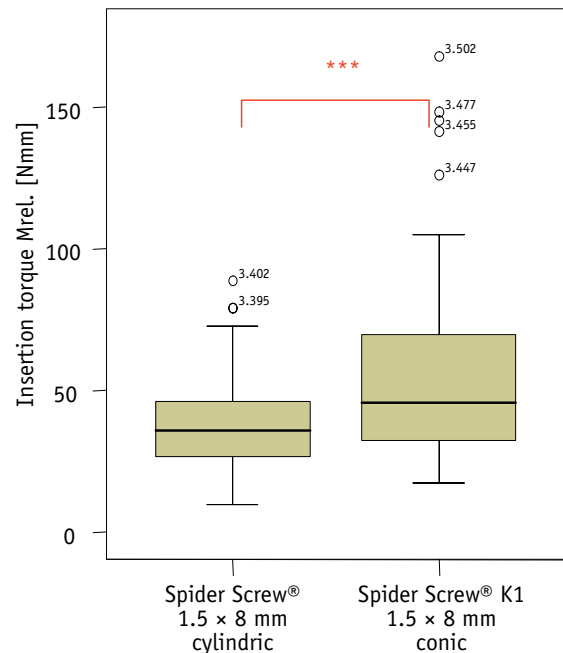


Figure 9. Boxplot of the insertion torques for the Spider Screw® 1.5 × 8 mm (cylindrical thread design) compared to the Spider Screw® K1 1.5 × 8 mm (conical thread design). Significant differences (***) with $p < 0.001$ (Mann-Whitney U Test).

Abbildung 9. Boxplot der Eindrehmomente für Spider Screw® 1,5 × 8 mm (zylindrisches Gewinde-Design) verglichen mit Spider Screw® K1 1,5 × 8 mm (konisches Gewinde-Design). Signifikante Unterschiede (***) mit $p < 0,001$ (Mann-Whitney-U-Test).

Sufficient primary stability is essential to minimize the risk of implant loss and as such, to establish successful anchorage for orthodontic therapy. According to Motoyoshi et al. [24], the insertion torque should be at least 50 Nmm. It became obvious in this study that especially the mini-implants of small diameter fail to achieve this 50-Nmm minimum. This observation is supported by clinical studies demonstrating higher loss rates of mini-implants smaller in diameter [3, 6, 29].

Although the required insertion torque can be increased by a conical thread design in comparison with the cylindrical form, the AbsoAnchor® SH 1413-08 usually only achieves values below 50 Nmm even with the conical design (Figure 8).

Thus from today's perspective, it seems advisable to choose a mini-implant of adequate dimensions. However, we must always take the available space and anatomical insertion possibilities into consideration as well.

With the objective of achieving high insertion torques and hence sufficient primary stability on the one hand, and of preventing implant fractures on the other, it is mandatory

Diskussion

Aus den Ergebnissen wird ersichtlich, dass das Gewinde-Design und der Durchmesser von Mini-Implantaten einen erheblichen Einfluss auf die Primärstabilität ausüben. Die konische Grundform des intraossären Anteils ist dabei dem zylindrischen Design offenbar überlegen.

Obwohl nur 1,8 mm im Durchmesser zeigte das ORLUS Mini-Implantat die größten Eindrehmomente. Die Ursache hierfür ist sicherlich der große Innendurchmesser des Gewindeanteils im Bereich des Implantathalses.

Eine ausreichende Primärstabilität ist essenziell, um das Risiko eines Implantatverlustes zu minimieren und somit eine erfolgreiche Verankerung im Rahmen einer kieferorthopädischen Therapie etablieren zu können. Laut Motoyoshi et al. [24] sollte das Eindrehmoment mindestens 50 Nmm erreichen. Wie aus dieser Studie ersichtlich, erreichen insbesondere die Mini-Implantate mit kleinem Durchmesser diese Grenze von 50 Nmm nicht. Auch in weiteren klinischen Studien wird über höhere Verlustraten von Mini-Implantaten mit kleinerem Durchmesser berichtet [3, 6, 29].

that the appropriate implant be selected according to the insertion region and anticipated bone quality.

The question as to whether very high insertion torques (besides risking implant fracture) also increase the risk of implant loss due to excessive bone compression has not been well investigated yet, and should be the objective of further clinical studies. We suspect that the higher loss rates in the lower jaw are due to this factor [3, 24].

There are issues other than primary stability to consider, such as the magnitude of applied forces and torques, the soft-tissue situation, oral hygiene, smoking habits, and patient age, all of which may exert a relevant influence on the stability and survival rate of an orthodontic implant.

Conclusions

This in-vitro study documents the great impact that the diameter and design of orthodontic mini-implants have on primary stability. The conical thread design achieved superior primary stabilities to the cylindrical design.

References

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387–416.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11–25.
3. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 2006;67:450–458.
4. Berens A, Wiechmann D, Rüdiger J. Skeletal anchorage in orthodontics with mini- and microscrews. *Int Orthod* 2005;3:325–43.
5. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, et al. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:1–8.
6. Buchter A, Wiechmann D, Koerdt S, et al. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:473.
7. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:100–6.
8. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13:201–9.
9. Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:578–85.
10. Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, et al. A finite element analysis of the push-out test: influence of test conditions. *J Biomed Mater Res* 1992;26:119–30.
11. Diedrich P. Kieferorthopädische Behandlung Erwachsener. In: Diedrich P., Hrsg. *Praxis der Zahnheilkunde*. Bd 12. *Kieferorthopädie III*. 4. Aufl. München–Jena: Urban & Fischer, 2002:173–208.

Zwar kann durch eine konische Gewindeform im Vergleich zur zylindrischen Form das erforderliche Eindrehmoment erhöht werden, jedoch erreicht z.B. der AbsoAnchor® SH 1413-08 auch mit konischem Design meist nur Werte unter 50 Nmm (Abbildung 8).

Dementsprechend erscheint aus heutiger Sicht empfehlenswert, ein ausreichend groß dimensioniertes Mini-Implantat zu wählen. Hierbei sind jedoch das Platzangebot sowie die anatomischen Insertionsmöglichkeiten zu berücksichtigen.

Mit dem Ziel, einerseits ein möglichst großes Eindrehmoment und damit eine ausreichende Primärstabilität zu erreichen, andererseits jedoch in einem Sicherheitsbereich unterhalb der Frakturgrenze zu bleiben, muss je nach Insertionsregion und der damit verbundenen Knochenqualität ein passendes Implantat gewählt werden.

Ob sehr hohe Eindrehmomente neben der Gefahr der Implantatfraktur auch noch ein erhöhtes Risiko des Implantatverlustes durch eine zu große Knochenquetschung mit sich bringen, ist noch nicht gesichert und sollte die Zielsetzung weiterer klinischer Studien sein. Möglicherweise wären damit die erhöhten Verlustraten im Unterkiefer zu erklären [3, 24].

Neben der erzielten Primärstabilität haben sicher auch andere Faktoren wie die Größe der applizierten Kräfte und Drehmomente, die Weichgewebssituation, die Mundhygiene, Rauchgewohnheiten sowie das Alter des Patienten einen nicht zu unterschätzenden Einfluss auf die Stabilität und Nutzungsdauer eines Implantates.

Schlussfolgerungen

Die vorliegende In-vitro-Studie dokumentiert den großen Einfluss des Durchmessers und des Designs orthodontischer Mini-Implantate auf die erzielte Primärstabilität. Die konische Gewinde-Grundform erzielt höhere Primärstabilitäten als die zylindrische Form.

12. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 2001;12: 358–63.
13. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:297–303.
14. Friberg B, Sennerby L, Roos J, et al. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:164–71.
15. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2004;65:410–8.
16. Glauser R, Meredith N. Diagnostische Möglichkeiten zur Evaluation der Implantatstabilität. *Implantologie* 2001;9:147–160.
17. Ikumi N, Tsutsumi S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:253–60.
18. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763–7.
19. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000;3:23–8.
20. Meredith N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng* 1998;26:275–91.
21. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491–501.
22. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:261–7.
23. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, et al. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124: 373–8.
24. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:109–14.
25. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:85–92.
26. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:769–76.
27. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984;86:95–111.
28. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiller U, Diedrich P. The Orthosystem – a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop* 1996;57:142–53.
29. Wiechmann D, Meyer U, Buchter A. Success rate of mini- and microimplants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Impl Res* 2007;18:263–7.
30. Wilmes B, Drescher D. Verankerung mit Mini-Implantaten bei präprothetischer kieferorthopädischer Therapie. *Kieferorthopädie* 2006;20:203–208.
31. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162–174.
32. Wilmes B. Anwendungsgebiete von Mini-Implantaten. In: Ludwig B: *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie, Innovative Verankerungskonzepte*. Berlin: Quintessenz-Verlags GmbH, 2007:89–120.

Correspondence Address

Dr. Benedict Wilmes
 Poliklinik für Kieferorthopädie
 Heinrich Heine Universität Düsseldorf
 Moorenstr. 5
 40225 Düsseldorf
 Germany
 Phone (+49/211) 811-8310, Fax -9510
 e-mail: wilmes@med.uni-duesseldorf.de