

Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants

Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate

Benedict Wilmes, Carsten Rademacher, Gudrun Olthoff, Dieter Drescher¹

Abstract

Aim: Treatment options in orthodontics have been expanded by skeletal anchorage via mini-implants over the last few years. Sufficient primary stability is imperative to minimize implant loss rate. The aim of this study was to quantitatively analyze the factors influencing primary stability: bone quality, implant-design, diameter, and depth of pilot drilling.

Material and Methods: Thirty-six pelvic bone segments (ilium) of country pigs were dissected and embedded in resin. To determine the primary stability, we measured the insertion torque of five different mini-implant types (tomas[®]-pin [Dentaurum, Ispringen, Germany] 08 and 10 mm, and Dual Top [Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea] 1.6 × 8 and 10 mm plus 2 × 10 mm). Twenty-five or 30 implants were inserted into each pelvic bone segment following preparation of the implant sites using pilot drill diameters of 1.0, 1.1, 1.2 and 1.3 mm and pilot drill depths of 1, 2, 3, 6 and 10 mm. Five implants were inserted for reference purposes to establish comparability. Thicknesses of bone compacta were measured via micro-computer tomography.

Results: Insertion torques of orthodontic mini-implants and therefore primary stability varied greatly, depending on bone quality, implant-design, and preparation of implant site. Compared with the tomas[®]-pin, the Dual Top screw showed significantly greater primary stability. Torque moments beyond 230 Nmm caused fractures of 9 Dual Top screws.

Conclusion: Compacta thickness, implant design and implant site preparation have a strong impact on the primary stability of mini-implants for orthodontic anchorage. Depending on the insertion site and local bone quality, the clinician should choose an

Zusammenfassung

Einleitung 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 beeinflussenden Faktoren quantitativ zu analysieren: Knochenqualität, Schraubendesign, Pilotbohrtiefe und -durchmesser.

Material und Methodik: 36 Beckenknochen (Ilium) vom Landschwein wurden präpariert und in Kunststoff eingebettet. Für die Bestimmung der Primärstabilität wurde das Eindrehmoment von fünf verschiedenen Mini-Implantat-Typen (tomas[®]-pin [Dentaurum, Ispringen, Deutschland] 08 und 10 mm, Dual Top [Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea] 1,6 × 8 und 10 mm sowie 2 × 10 mm) gemessen und als Funktion zum Drehwinkel aufgezeichnet. Nach unterschiedlicher Aufbereitung des Implantatlagers (Pilotbohrdurchmesser: 1,0, 1,1, 1,2 und 1,3 mm; Pilotbohrtiefe: 1, 2, 3, 6 und 10 mm) wurden pro Beckenknochen 25 bzw. 30 Implantate gesetzt. Jeweils fünf Referenz-Implantate wurden inseriert, um eine Vergleichbarkeit zwischen den Präparaten herzustellen. Die Dicke der Kompakta wurde mittels Mikro-Computertomographie ermittelt.

Ergebnisse: Das Eindrehmoment und damit die Primärstabilität der untersuchten kieferorthopädischen Mini-Implantate zeigte je nach Knochenqualität, Form und Größe des Implantates sowie der Vorbereitung des Implantatlagers große Unterschiede. Die Dual-Top-Schraube erreichte im Vergleich mit dem tomas[®]-pin eine signifikant höhere Primärstabilität. Bei Eindrehmomenten von über 230 Nmm kam es bei neun Dual-Top-Schrauben zur Implantatfraktur.

Schlussfolgerung: Kompaktadicke, Schraubenart und die Vorbereitung des Implantatlagers spielen bei Mini-Implantaten zu Verankerungszwecken in Bezug auf die Primärstabilität eine wichtige Rolle. Je nach der Insertionsregion und der damit verbundenen

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

Received: January 3, 2006; accepted: March 29, 2006

optimum combination of implant and pilot-drilling diameter and depth.

Key Words: Orthodontic anchorage · Mini-implants · Primary stability · Implant-fracture

Introduction

Stable anchorage is one of the most important prerequisites for successful orthodontic treatment. Especially in adult patients, periodontally-compromised, reduced dentition often detracts from the available anchorage potential [8]. In such cases, skeletal anchorage by means of endosseous implants has proven useful. In comparison to conventional solutions, the application of implants reduces the need for patient compliance, thus broadening treatment options in orthodontics [25, 26].

Among other skeletal anchorage systems, orthodontic mini-implants have attracted a great deal of attention in recent years because of their versatility, minimal surgical invasiveness, and relative affordability (Figure 1) [5, 9, 17]. Articles published so far have concentrated primarily on clinical applications, and the implant loss rates reported therein were unsatisfactory. It remains unclear as to which factors affect loss rates, and how relevant those factors are [3, 4, 12, 22].

There is clinical evidence from dental implantology that it is an implant's primary stability, beyond factors such as bone quality and oral hygiene, that most determines its survival rate and reliability [10, 21, 24]. Implant stability immediately after insertion is called primary stability. Due to os-



Figure 1. Skeletal anchorage with a mini-implant (Dual Top 1.6 × 8 mm-screw). The objective was to open the space for the second premolar by derotation and distalization of the first permanent molar.

Abbildung 1. Skelettale Verankerung mit einem Mini-Implantat (Dual-Top-Schraube 1,6 × 8 mm). Behandlungsziel war Derotation und Distalisierung von 16 zur Platzbeschaffung für 15.

Knochenqualität sollte eine optimale Kombination von Vorbohrtiefe, Vorbohrdurchmesser und Implantat gewählt werden.

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

Einleitung

Eine hinreichend stabile und belastbare Verankerung ist eine der entscheidenden Voraussetzungen für eine erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung. Insbesondere beim erwachsenen Patienten sind die herkömmlichen dentalen Verankerungsmöglichkeiten aufgrund parodontaler Läsionen und/oder einer reduzierten Zahnzahl häufig beeinträchtigt [8]. Die skelettale Verankerung unter Verwendung intraossärer Implantate erweist sich in solchen Situationen als sehr vorteilhaft und hat nicht zuletzt wegen ihrer Unabhängigkeit von der Patientencompliance das Behandlungsspektrum der Kieferorthopädie erweitert [25, 26].

Unter den verschiedenen skelettalen Verankerungssystemen haben in den letzten Jahren vor allem die orthodontischen Mini-Implantate aufgrund ihrer vielseitigen Einsatzmöglichkeiten, ihrer geringen chirurgischen Invasivität und der relativ geringen Kosten große Aufmerksamkeit gewonnen (Abbildung 1) [5, 9, 17]. Die bislang verfügbaren Studien konzentrierten sich primär auf klinische Einsatzmöglichkeiten. Die im Rahmen dieser Studien ermittelten Verlustraten können jedoch noch nicht als zufriedenstellend bewertet werden. Welche Faktoren in welchem Ausmaß einen Einfluss auf die Verlustraten ausüben, ist noch weitgehend unbekannt [3, 4, 12, 22].

Aus der dentalen Implantologie ist bekannt, dass neben Faktoren wie Knochenqualität und Mundhygiene vor allem die Primärstabilität eines Implantates seine Verweildauer und Funktionsfähigkeit determiniert [10, 21, 24]. Unter der Primärstabilität versteht man die Festigkeit eines Implantates unmittelbar nach Insertion. Durch die ossäre Integration entwickelt sich die Sekundärstabilität, die erst nach der Einheilphase bzw. Nutzung eines Implantates bestimmt werden kann. Im Wesentlichen bestimmen drei Faktoren die Primärstabilität von Implantaten:

- Knochenqualität,
- Implantatdesign und
- Insertionsmodalitäten.

Manche Autoren empfehlen, die Vorgehensweise bei der Präparation des Implantatbetts und die Wahl des Implantattyps von der Knochenqualität am Insertionsort abhängig zu machen [6, 23]. Für die kieferorthopädisch genutzten Mini-Implantate liegen noch keine diesbezüglichen Studien

seointegration, an implant gains secondary stability, which can be determined after the healing phase or at the end of its use period. 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 local bone quality that is anticipated [6, 23]. In the case of mini-implants used orthodontically, no such recommendations have been made, despite the fact that primary stability is considered crucial to their successful application [18].

In addition to histological evaluation, various methods for determining primary stability have been developed and tested: percussion testing, radiological examination, the Periotest and pull-out tests. Unfortunately, most of these procedures only deliver results with low accuracy [1, 2, 7, 13, 19]. Measurements of insertion and removal torques, and Ostell's resonance frequency analysis (RFA) [19] are more reliable examination methods [11, 16, 20]. RFA refers to the frequency analysis of oscillations transmitted to an implant by a transducer. Since orthodontic mini-implants are much smaller than dental implants, this measurement method is not currently applicable, according to the manufacturer.

Thus the only feasible means of quantitatively assessing the primary stability of orthodontic mini-implants is to measure insertion and removal torques. Employing this method, our aim in this study was to quantitatively analyze the impact of the factors bone quality, implant design, and the diameter and depth of pilot drilling on primary stability.

Material and Methods

Types of Mini-implants Tested

Five mini-implant types (tomas®-pin 08 and 10, Dentaurum, Ispringen, Germany) and Dual Top anchor screws (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) 1.6 × 8 mm, 1.6 × 10 mm and 2.0 × 10 mm) were included in this investigation (Figure 2).

Preparation of Bone Segments

We chose the ilium of country pigs as our bone model. The bone segments' compacta thickness was 0.5–1.0 mm on the side facing the iliosacral joint, and 2.0–3.0 mm facing the hip joint (Figure 3). These values are comparable to the compacta thicknesses encountered in the human maxilla and mandible. In total, 36 5 × 5 cm-segments from the same ilium site were prepared and embedded in resin (ProBase®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Composite curing was carried out under water cooling to prevent the bone from overheating due to warmth generated from polymerization. On the bone segments' surfaces, we marked an evenly-spaced pattern of 25 (1st test series) and 30 (2nd test series) implan-

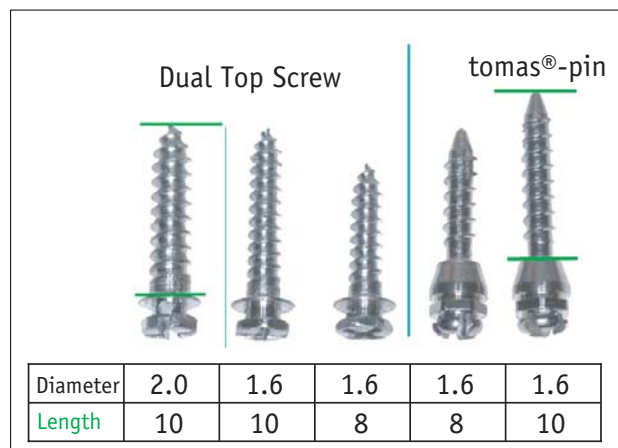


Figure 2. Five mini-implant types were tested: On the left the 2.0 × 10 mm-, 1.6 × 10 mm- and 1.6 × 8 mm-Dual Top screws, (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea); on the right the 08 and 10-tomas®-pins (Dentaurum, Ispringen, Germany).

Abbildung 2. Getestet wurden die folgenden fünf Mini-Implantat-Typen: Links die Dual-Top-Schrauben 2,0 × 10 mm, 1,6 × 10 mm und 1,6 × 8 mm (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea); rechts die tomas®-pins 08 und 10 (Dentaurum, Ispringen, Deutschland).

vor, obwohl die Primärstabilität als wichtiger Faktor für einen erfolgreichen Einsatz angesehen wird [18].

Neben histologischen Untersuchungsverfahren wurden verschiedene alternative Methoden zur Bestimmung der Primärstabilität erprobt. Dazu gehören der Perkussionstest, die Röntgendiagnostik, die Periotestmessung und der Abzugstest. Diese meist qualitativen Verfahren liefern jedoch nur unzureichend genaue Werte [1, 2, 7, 13, 19]. Als aussagekräftigere Untersuchungsmethoden gelten die Messung der Ein- und Ausdrehmomente [11, 16, 20] sowie die Resonanzfrequenzanalyse (RFA) nach Ostell [19]. Hier wird das Implantat Schwingungen ausgesetzt, die mithilfe eines Transducers übertragen werden. Wegen der geringen Abmessungen kann die RFA an orthodontischen Mini-Implantaten nach Herstellerangaben nicht angewendet werden.

Das Ziel der vorliegenden Studie war die quantitative Analyse der Primärstabilität kieferorthopädischer Mini-Implantate in Abhängigkeit von den Parametern Knochenqualität, Implantat-Design sowie Tiefe und Durchmesser der Vorbohrung.

Material und Methoden

Untersuchte Mini-Implantat-Typen

Fünf verschiedene Mini-Implantat-Typen tomas®-pin 08 und 10 (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) sowie Dual-Top-Ankerschrauben (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) 1,6 × 8 mm, 1,6 × 10 mm und 2,0 × 10 mm wurden in die Untersuchung einbezogen (Abbildung 2).

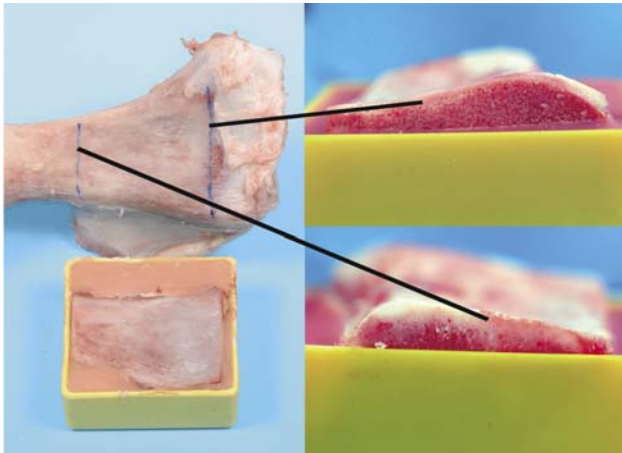


Figure 3. Prepared segment of the ilium of a country pig (on the left). The compacta thickness of the bone segments ranged from 0.5 to 1 mm facing the iliosacral joint up to 2.0–3.0 mm facing the hip joint.

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

tation sites at least 4-mm distance from one another. Compacta thickness was nearly constant within columns 1–5, and inside a row (A to E), it increased continuously. The third row of each bone specimen was used as reference site for the respective implants (Dual Top measuring 1.6 × 8 mm). The insertion and removal torques measured from these implants were used for reference purposes (Figure 4).

Pilot Drilling and Mini-implant Insertion

The pilot drillings used were: tomas[®]-drill (Dentaurum, Ispringen, Germany) with diameters of 1.1 mm and 1.2 mm, and Dual Top system pilot drills (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) with diameters of 1.0 and 1.3 mm. Pilot drilling was carried out by a bench drill (Opti B 14 T, Rexon Europe GmbH, Hilden, Germany) at 915 rpm. Drilling depths were adjusted at 1 mm (except the tomas[®]-pins), 2, 3, 6 and 10 mm (except the Dual Top screw 1.6 × 8 mm). Since tomas[®]-pins could not be inserted into pilot drilling holes only 1 mm deep, we excluded that pre-drilling depth as a parameter for the tomas[®]-pin. Prior to taking the actual measurement, the implants were manually inserted using a hand-held screwdriver (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) kept vertical to the bone surface. The insertion depth was 7.3 mm for the 8 mm implants, and 9.3 mm for the 10 mm implants. All combinations of implant type, drilling depth and diameter were measured five times. For the reference implants, a 3 mm-deep pilot drill was done with a diameter of 1.0 mm. In that case, the insertion depth was 7.3 mm. Including all the reference implants, we carried out 1000 mini-implant insertions.

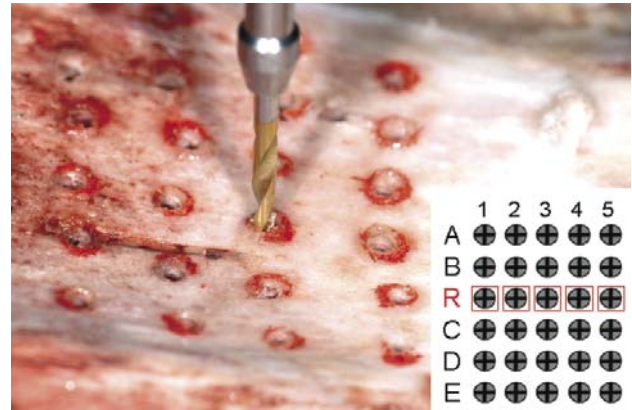


Figure 4. Insertion pattern with the pre-drilling and implantation sites. The compacta thickness was roughly constant within a column (1 to 5), within a row of (A–E) it increased continuously. The third row (R) served as sites for the reference implants (1.6 × 8 mm-Dual Top).

Abbildung 4. Verwendetes Insertionsraster mit den Vorböhr- und Implantationsstellen. Innerhalb einer Spalte (1–5) war die Kompaktadicke annähernd konstant, innerhalb einer Reihe (A–E) nahm sie kontinuierlich zu. Jeweils die dritte Reihe (R) diente zur Aufnahme der Referenzimplantate (Dual Top 1,6 × 8 mm).

Vorbereitung der Knochengsegmente

Als Knochenmodell wurde das Ilium vom Landschwein gewählt. Die Kompaktadicke der Knochengsegmente betrug in Richtung des Iliosakralgelenks 0,5–1,0 mm, in Richtung des Hüftgelenks 2,0–3,0 mm (Abbildung 3). Es fanden sich somit Kompaktadicken, wie sie auch im menschlichen Ober- und Unterkiefer anzutreffen sind. Insgesamt 36 5 × 5 cm große Segmente jeweils vom gleichen Ilium-Areal wurden freipräpariert und in Kunststoff (ProBase[®], Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) eingebettet. Um eine Überhitzung des Knochens durch die Polymerisationswärme zu vermeiden, fand die Aushärtung des Kunststoffes unter Kühlung in einem Wasserbecken statt. Auf den Knochengsegmenten wurde jeweils ein Raster von 25 (1. Messreihe) bzw. 30 (2. Messreihe) Implantationsstellen in einem Mindestabstand von 4 mm markiert. Innerhalb einer Spalte (1–5) war die Kompaktadicke annähernd konstant, innerhalb einer Reihe (A–E) nahm sie kontinuierlich zu. Jeweils die dritte Reihe (R) diente zur Aufnahme der Referenzimplantate (Dual Top 1,6 × 8 mm), deren gemessene Ein- und Ausdrehmomente bei der Datenauswertung als Bezugswerte herangezogen wurden (Abbildung 4).

Pilotbohrung und Insertion der Mini-Implantate

Als Pilotbohrer dienten tomas[®]-drill-Vorböhrer (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) mit den Durchmessern 1,1 mm und 1,2 mm sowie die Vorböhrer des Dual-Top-Systems (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) mit den Durchmessern 1,0 mm und 1,3 mm. Die Pilotbohrungen wurden mit Hilfe einer

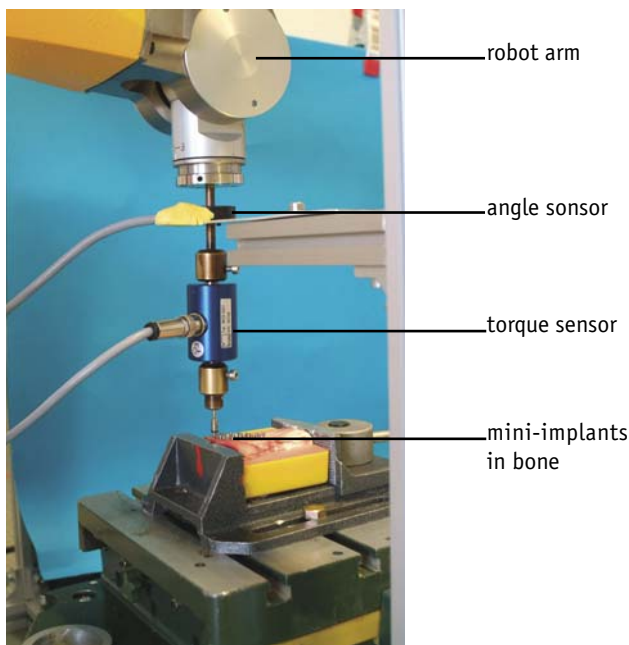


Figure 5. Construction of the measurement system, comprising a precision robot coupled with a precision potentiometer functioning as an angle sensor, torque sensor and driver shaft.

Abbildung 5. Aufbau der Messapparatur, bestehend aus einem Präzisionsroboter, der mit einem als Winkelsensor fungierenden Präzisionspotentiometer, einem Drehmomentsensor und dem Winkelstückschraubvorsatz gekoppelt ist.

Construction of the Measurement System

After the manual pre-insertion, the mini-implants were screwed down – using the Robotic Measurement System (RMS) – another 0.2 mm to the definitive insertion depth. This measuring system's main component is a precision robot RX60 (Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Germany), which is equipped with a precision potentiometer (Wal 300, Contelec, Biel/Bienne, Switzerland) functioning as an angle-sensor (Figure 5). The moment sensor (8625-5001, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH, Gernsbach, Germany) was coupled with the mini-implant using the Dual Top System's driver shaft. The analog 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.

Torque Measuring

The measuring system's software was programmed so that the robot arm could rotate 80° within 2 seconds. In light of the 0.9 mm-thread height, this represented the final insertion depth of 0.2 mm mentioned above. After complete insertion, the implants were screwed out of the bone by a ccw rotation of 80°. During rotation, insertion and removal

Tischbohrmaschine (Opti B 14 T, Rexon Europe GmbH, Hilden, Deutschland) bei 915 Umdrehungen pro Minute vorgenommen. Die Bohrtiefen wurden an diesem Gerät auf 1 mm (außer bei den tomas®-pins), 2, 3, 6 und 10 mm (außer bei der Dual-Top-Schraube 1,6 × 8 mm) eingestellt. Bei einer Vorbohrung von nur 1 mm Tiefe ließ sich der tomas®-pin nicht inserieren, dementsprechend wurde diese Vorbohrtiefe als Parameter für den tomas®-pin ausgeschlossen. Anschließend wurden die Implantate zunächst manuell mit einem Schraubendreher (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) senkrecht zur Knochenoberfläche eingebracht. Die Insertionstiefe betrug 7,3 mm für die 8 mm langen Implantate und 9,3 mm für 10 mm lange Implantate. Dabei wurden alle Kombinationen aus Implantattyp, Vorbohrtiefe und Vorbohrdurchmesser jeweils fünf Mal vermessen. Im Falle der Referenzimplantate wurde eine 3 mm tiefe Vorbohrung mit einem Durchmesser von 1,0 mm eingebracht, die Insertionstiefe betrug 7,3 mm. Einschließlich der Referenzimplantate wurden insgesamt 1000 Mini-Implantat-Insertionen vorgenommen.

Aufbau der Messapparatur

Nach der manuellen Vorinsertion wurden die Mini-Implantate mit Hilfe 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 GmbH, Bayreuth, Deutschland), welcher mit einem als Winkelsensor fungierenden Präzisionspotentiometer (WAL 300, Contelec, Biel/Bienne, Schweiz) und einem Drehmomentsensor (8625-5001, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH, Gernsbach, Deutschland) ausgestattet wurde (Abbildung 5). Mit dem Winkelstückschraubvorsatz des Dual-Top-Systems wurde eine verdrehsichere Kopplung zum Mini-Implantat hergestellt. Die von den Sensoren gelieferten Analogsignale wurde mit Hilfe der Mehrkanal-Messelektronik Spider 8 (Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland) digitalisiert und in einem PC gespeichert.

Drehmoment-Messung

Die Software des Messsystems wurde so programmiert, dass der Roboterarm eine Rotation von 80° in 2 Sekunden ausführte. Bei der vorliegenden Gewindehöhe von 0,9 mm entsprach dies der oben beschriebenen zusätzlichen Insertionstiefe von 0,2 mm. Nach der vollständigen Insertion wurden die Implantate durch 80° Rotation gegen den Uhrzeigersinn aus dem Knochen herausgedreht. Während der Rotationsbewegungen wurden die Ein- und Ausdrehmomente erfasst und als Funktion zum Drehwinkel aufgezeichnet. Die dabei beobachteten Maximalwerte wurden der Datenauswertung zugeführt.

Kompaktadicken-Messung mit Hilfe eines Mikro-CT

Nach Implantation und Drehmoment-Messung wurden sechs von den 36 Knochensegmenten zufällig ausgewählt

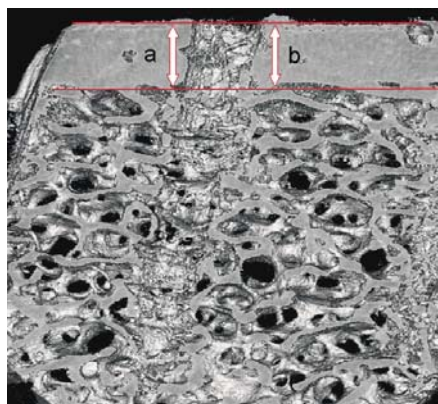


Figure 6. Micro-computer tomography for measuring compacta thickness. Measurement at two sites next to implantation and calculation of mean value (a, b).

Abbildung 6. Mikro-Computertomogramm zur Messung der Kompaktadicke. Dabei wurde an zwei Stellen neben dem Insertionsort (a, b) gemessen und der arithmetische Mittelwert gebildet.

torques were measured and recorded as a function of the rotation angle. Maximum torque values detected during the measurements underwent further data analysis.

Measurement of Compacta Thickness by Micro-CT

After implantation and torque measurement, six of the 36 bone segments were randomly selected and examined with micro-computer tomography (SkyScan micro CT 107 Torno NT version 3rd L.5, Skyscan, Aartselaar, Belgium). The data reconstruction and measurements of the compacta thicknesses in the vicinity of the five reference implants were carried out using the Cone Beam Volumetric Reconstruction software for Skyscan Micro CT instrument version 2.125 (Skyscan, Aartselaar, Belgium). The effective compacta thickness at the respective implant insertion site was computed as mean value of the compacta thicknesses left and right of the insertion site (Figure 6; 3-D realization picture with the Analyze 6.1 software, Bio Medical Imaging Resource, Mayo Clinic, Rochester, MN, USA).

Statistical Evaluation

All maximum insertion torques were transferred to a pivot table (Excel 2003, Microsoft) as absolute measurements (M_{abs}) and categorized depending on the implant site preparation's parameters (pre-drilling depth, pre-drilling diameter), implant type, and insertion-depth. To establish comparability between the measurements from the various bone segments, the insertion torque M_{abs} measured was standardized as a relative insertion torque M_{rel} using the re-

und mittels eines Mikro-Computertomographen (SkyScan Mikro-CT 107 Torno NT Version 3.L.5, Skyscan, Aartselaar, Belgien) untersucht. Die Datenrekonstruktion und Messung der Kompaktadicken erfolgte im Bereich der jeweils fünf Referenz-Implantate mit Hilfe der Software Cone Beam Volumetric Reconstruction for Skyscan Micro-CT Instruments Version 2.125 (Skyscan, Aartselaar, Belgien). Dabei wurde an zwei Stellen neben dem Insertionsort gemessen und der arithmetische Mittelwert gebildet (Abbildung 6; Realisierung 3-D-Bild mit der Software Analyze 6.1, Biomedical Imaging Resource, Mayo Clinic, Rochester, MN, USA).

Statistische Auswertung

Alle maximalen Eindrehmomente wurden als absolute Messwerte (M_{abs}) in eine Pivottabelle (Excel 2003, Microsoft) übertragen und je nach den Parametern der Implantattbett-Aufbereitung (Vorbohrtiefe, Vorbohrdurchmesser), Implantattyp und Insertionstiefe 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 Referenzimplantats M_R derselben Spalte im Insertionsraster zum relativen Eindrehmoment M_{rel} normiert:

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

Das prozentuale Wert M_{rel} entspricht damit dem Eindrehmoment in einen Knochen mit mittlerer Kompaktadicke. Der Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und Kompaktadicke wurde mit Hilfe der Korrelationsanalyse nach Pearson überprüft.

Die grafische Darstellung in Form von Boxplot-Diagrammen sowie die statistischen Tests wurden mit der Statistiksoftware SPSS 12.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, USA) vorgenommen. Die Mittelwerte der einzelnen Messreihen wurden mit Hilfe 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

Abbildung 7 zeigt das Diagramm einer Messung mit dem Ein- und Ausdrehmoment aufgetragen auf den Drehwinkel. Die Maximalwerte sind jeweils durch einen Balken hervorgehoben. Die gemessenen Ein- und Ausdrehmomente zeigten in Abhängigkeit von der Knochenqualität, der Art des Mini-Implantates und der Vorbereitung des Implantatlagers starke Variationen. Es wurden maximale Eindrehmomente in einem Bereich von 4,5 bis 413,5 Nmm beobachtet.

Bei neun Dual-Top-Schrauben $2,0 \times 10$ mm kam es bei folgenden absoluten Eindrehmomenten und Verwendung des Kreuzschlitz-Ansatzes zur Fraktur des Implantatkopfes:

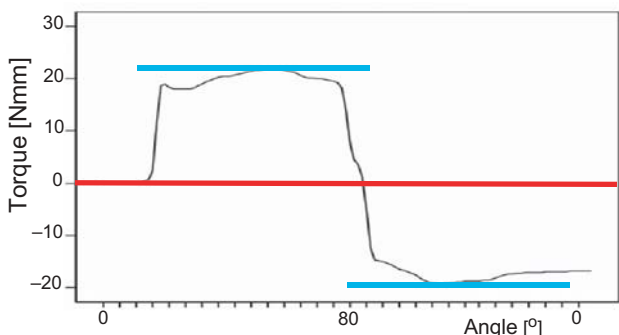


Figure 7. Insertion and removal torques in relation to angle of rotation. The maximum values are highlighted by a line, respectively.

Abbildung 7. Diagramm einer Messung mit dem Ein- und Ausdrehmoment, aufgetragen auf den Drehwinkel. Die Maximalwerte sind jeweils durch einen Balken hervorgehoben.

spective insertion torque of the reference implant M_R from the same column in the insertion pattern:

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

As such, M_{rel} represents the insertion torque into a bone with an average compacta thickness. The correlation between insertion torque and compacta thickness was tested using the Pearson correlation analysis.

Graphic representation in the form of box plot diagrams, and statistical tests were carried out with the statistics software SPSS 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The mean values of the individual measurements were tested for significance using the Mann-Whitney U and the Kruskal-Wallis test for non-parametric samples. Maximum error was limited to $p < 0.05$.

Results

Figure 7 shows the diagram of one measurement of the insertion and removal torques in relation to the angle of rotation. The maximum values are each highlighted by a line. The insertion and removal torques we measured revealed strong variations depending on bone quality, the mini-implant's design, and on how the implantation site had been prepared. Maximum insertion torques ranged from 4.5 to 413.5 Nmm.

Nine Dual Top 2.0 x 10 mm screws fractured using the cross-driver shaft at the following absolute insertion torques: 234.3; 257.7; 278.9; 315.6; 318.2, 337.2; 354.7; 387.6; 413.5 Nmm.

Dependence on Bone Quality

We noted a close correlation when the insertion torques of the reference implants were plotted against the compacta thicknesses obtained from micro-CT analysis. Linear regression analysis delivered a correlation coefficient of $R^2 = 0.83$ ($p < 0.0001$) (Figure 8).

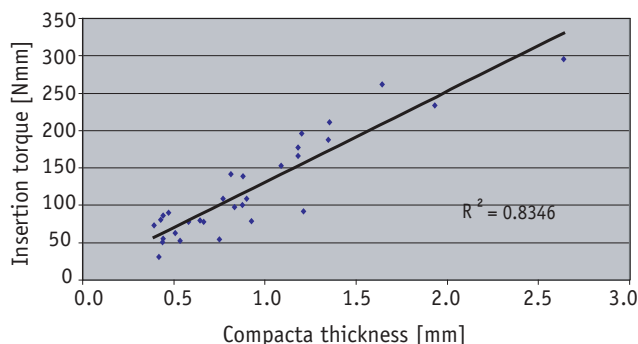


Figure 8. Correlation of insertion torques of the reference implants to bone qualities (compacta thickness) determined from micro CT.

Abbildung 8. Korrelation der Eindrehmomente der Referenz-Implantate in Relation zu den in den Mikro-CT-Aufnahmen dokumentierten Knochenqualitäten (Kompaktadicke).

234,3; 257,7; 278,9; 315,6; 318,2, 337,2; 354,7; 387,6; 413,5 Nmm.

Abhängigkeit von der Knochenqualität

Setzte man die Eindrehmomente der Referenzimplantate in Relation zu den in den Mikro-CT-Aufnahmen dokumentierten Knochenqualitäten, erkannte man eine hohe Korrelation zu der Kompaktadicke in der Insertionsregion. Die lineare Regressionsanalyse ergab ein Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,83$ ($p < 0,0001$) (Abbildung 8).

Abhängigkeit vom Implantatdesign

Für eine mittlere Knochenqualität und einen Knochen-Kragen-Abstand von 0,5 mm (Insertionstiefe 7,5 mm für 8-mm-Implantate und 9,5 mm für 10-mm-Implantate) ergaben sich folgende relative Eindrehmomente M_{rel} : Die Dual-Top-Schraube mit 2 mm Durchmesser erreichte die mit Abstand größte Primärstabilität (Median: $158,7 \pm 45,2$), gefolgt von den Dual-Top-Schrauben mit dem kleineren Durchmesser von 1,6 mm. Dabei erzielte die 10 mm lange Dual-Top-Schraube (Median: $91,2 \pm 27,6$) leicht höhere Drehmomente als die 8 mm lange Schraube (Median: $89,0 \pm 33,2$). Der tomas®-pin erreichte weitaus geringere Eindrehmomente. Auch hier war der 10 mm lange tomas®-pin (Median: $29,2 \pm 14,7$) leicht im Vorteil gegenüber der 8 mm langen Ausführung (Median: $24,8 \pm 16,8$) (Abbildung 9).

Abhängigkeit vom Vorbohrdurchmesser

Die gemessenen Ein- und Ausdrehmomente stiegen mit Ausnahme der Dual-Top-Schraube 2,0 x 10 mm mit abnehmendem Vorbohrdurchmesser bei allen Mini-Implantat-Typen an (Tabelle 1, Abbildungen 10a–10e). Vergleicht man die Mediane der Vorbohrungen mit 1,3 bzw. 1,0 mm, erkennt man insbesondere beim tomas®-pin einen

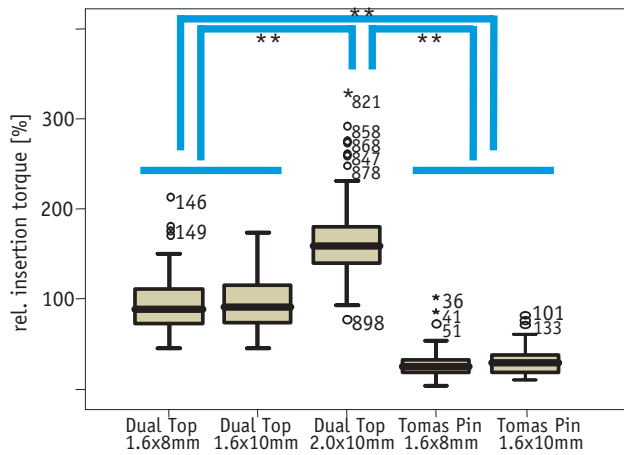


Figure 9. Relative insertion torques M_{rel} of the five tested mini-implant types in comparison (** = highly significant differences with $p < 0.01$, Mann-Whitney U Test).

Abbildung 9. Relative Eindrehmomente M_{rel} der fünf getesteten Mini-Implantat-Typen im Vergleich (** = hochsignifikante Unterschiede mit $p < 0,01$, Mann-Whitney-U-Test).

Dependence on Implant Design

With an average bone quality and a bone-collar distance of 0.5 mm (insertion depth of 7.5 mm for 8 mm-implants, and of 9.5 mm for 10 mm-implants), we measured the following relative insertion torques M_{rel} : the Dual Top screw 2 mm in diameter achieved the greatest primary stability by far (median: 158.7 ± 45.2), followed by the Dual Top screws with the smaller diameter of 1.6 mm. The Dual Top screw 10 mm in diameter (median: 91.2 ± 27.6) delivered slightly higher torques than the Dual Top 8 mm-screw (median: 89.0 ± 33.2). The tomas®-pin produced much smaller insertion torques. The 10-mm tomas®-pin (median: 29.2 ± 14.7) showed a small advantage over the 8-mm type (median: 24.8 ± 16.8) (Figure 9).

proportional stärkeren Anstieg des Eindrehmomentes als bei der Dual-Top-Schraube.

Abhängigkeit von der Vorbohrtiefe

Auch bezüglich der Vorbohrtiefe erkennt man einen starken Zusammenhang zur Primärstabilität (Tabelle 2). Je tiefer vorgebohrt wurde, desto geringer erwies sich das Eindrehmoment. Etwas größere Unterschiede erkennt man insbesondere zwischen 1 mm und 2 mm Vorbohrtiefe (Dual-Top-Schraube $1,6 \times 8$ mm sowie $1,6 \times 10$ mm). Bei der Dual-Top-Schraube $2,0 \times 10$ mm zeigten die Messwerte jedoch nur eine geringe Auswirkung der Vorbohrtiefe auf die Primärstabilität.

Diskussion

Aus den Ergebnissen wird ersichtlich, dass die Knochenqualität, die Form und Größe der Mini-Implantate sowie die Vorbereitung des Implantatlagers einen erheblichen Einfluss auf die Primärstabilität ausüben. 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 eine optimale Kombination von Vorbohrtiefe, Vorbohrdurchmesser und Implantat gewählt werden.

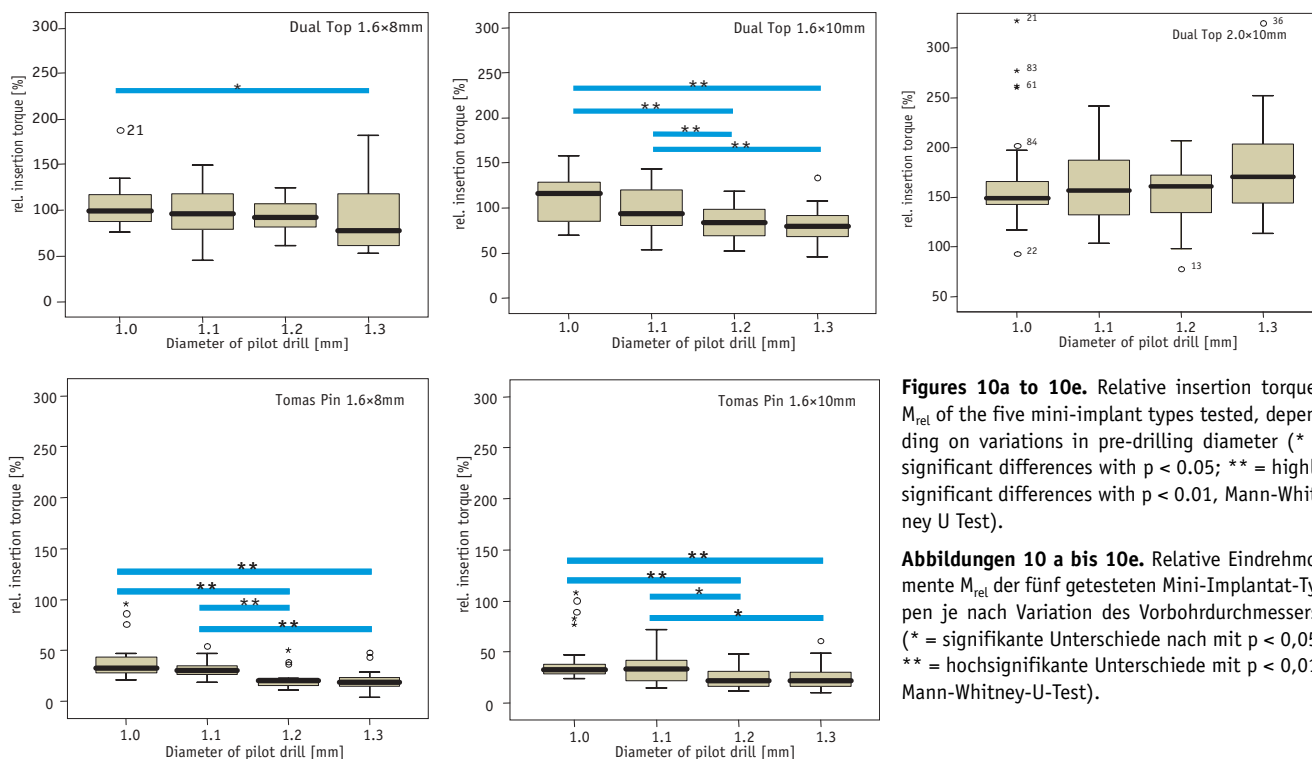
Knochenqualität

Wie in vielen Studien aus dem Bereich der dentalen Implantologie [15, 16] zeigen auch die in der vorliegenden Studie gewonnenen Messergebnisse eine hohe Abhängigkeit des Eindrehmoments und damit der Primärstabilität von der Knochenqualität (Abbildung 9). Die lineare Regressionsanalyse zeigt eine hohe Korrelation ($R^2 = 0,83$) zwischen Kompaktadicke und Eindrehmoment. Homolka et al. [15] untersuchten die Korrelation zwischen der im

Table 1. Relative insertion torques M_{rel} of the five mini-implant types tested depending on variations in pre-drilling diameter. (** = highly significant differences with $p < 0.01$ between at least two samples, Kruskal-Wallis test).

Tabelle 1. Relative Eindrehmomente M_{rel} der fünf getesteten Mini-Implantat-Typen je nach Variation des Vorbohrdurchmessers (** = hochsignifikante Unterschiede mit $p < 0,01$ zwischen mindestens zwei Stichproben, Kruskal-Wallis-Test).

Diameter of pilot drill [mm]	Dual Top 1.6 x 8 mm median [%]	Dual Top 1.6 x 10 mm median [%]	Dual Top 2.0 x 10 mm median [%]	tomas®-pin 8 mm median [%]	tomas®-pin 10 mm median [%]
1.0	105.8 (± 25.9)	116.8 (± 26.2)	149.1 (± 56.1)	32.2 (± 23.7)	32.5 (± 15.6)
1.1	96.3 (± 29.3)	93.9 (± 24.4)	156.4 (± 36.2)	31.7 (± 9.7)	33.1 (± 15.1)
1.2	92.5 (± 17.0)	83.5 (± 19.6)	160.6 (± 32.0)	20.0 (± 11.1)	22.1 (± 10.5)
1.3	77.4 (± 40.5)	79.5 (± 28.4)	170.8 (± 51.3)	18.7 (± 10.5)	21.5 (± 13.2)
Kruskal-Wallis test	$p = 0.156$	$p < 0.001$ **	$p = 0.427$	$p < 0.001$ **	$p = 0.002$ **



Figures 10a to 10e. Relative insertion torques M_{rel} of the five mini-implant types tested, depending on variations in pre-drilling diameter (* = significant differences with $p < 0.05$; ** = highly significant differences with $p < 0.01$, Mann-Whitney U Test).

Abbildungen 10 a bis 10e. Relative Eindrehmomente M_{rel} der fünf getesteten Mini-Implantat-Typen je nach Variation des Vorbohrdurchmessers. (* = signifikante Unterschiede nach mit $p < 0,05$; ** = hochsignifikante Unterschiede mit $p < 0,01$, Mann-Whitney-U-Test).

Dependence on Pre-Drilling Diameter

Insertion and removal torques increased with smaller pre-drilling diameters of all mini-implant types with the exception of the Dual Top screw 2.0 × 10 mm (Table 1, Figures 10a–10e). Comparing the median torques of the pre-drillings with 1.3 to 1.0 mm diameters, we observed that the tomas®-pin revealed a proportionally stronger rise in insertion torques than the Dual Top screw.

Dependence on Pre-Drilling Depth

In analyzing pre-drilling depths, we demonstrated a strong correlation to primary stability (Table 2). The deeper the pre-drilling was, the lower the insertion torque. Slightly greater differences were observed between 1 mm and 2 mm pre-drilling depths in particular (1.6 × 8 mm- and 1.6 × 10 mm-Dual Top screws). However, measurements of the Dual Top 2.0 × 10 mm-screw revealed that the pre-drilling depth had only a minor effect on primary stability.

Discussion

Our results clearly show that bone quality, the design and size of the mini-implants, and the preparation of the implantation site all have a great impact on primary stability. If the aim is to achieve high insertion torques on the one hand and prevent implant fractures on the other, one must determine the ideal combination of pre-drilling depth, pre-drilling diameter, and implant according to the insertion region and bone quality.

Computertomogramm ermittelten Knochenqualität (BMD = Bone Mineral Density) und dem Eindrehmoment und fanden die beste Korrelation ($R^2 = 0,83$) bei Zu- grundlegung einer quadratischen Regressionsfunktion. Als klinische Konsequenz ergibt sich daraus, dass in Bereichen dichter Knochenqualität (gesamter Unterkiefer und mediane Anteile des Oberkiefer-Alveolarfortsatzes sowie des Gaumens) auch bei selbstbohrenden Mini-Implantaten eine Vorbohrung erforderlich ist, um zu hohe Eindrehmomente mit der daraus resultierenden Gefahr einer Fraktur zu vermeiden.

Implantatdesign

Die beiden tomas®-pin-Typen zeigten trotz gleicher Implantat-Abmessungen (Durchmesser 1,6 mm, Länge 8 bzw. 10 mm) eine geringere Primärstabilität als die Dual-Top-Schrauben. Dies liegt einerseits an der zylindrischen Grundform des intraossären Anteils, die der konischen Grundform offenbar unterlegen ist. Weiterhin scheint die Gestaltung des Gewindes und die bessere Relation zwischen Schaftdurchmesser und Gesamtdurchmesser der Dual-Top-Schraube zu einer größeren Primärstabilität zu verhelfen (Abbildung 11). Bei geringen Kompaktadicken erreichte der tomas®-pin keine ausreichende Primärstabilität. Eine Verwendung dieses Produktes, beispielsweise im Bereich der lateralen Anteile der Oberkiefer-Alveolarfortsätze, erscheint damit nur wenig empfehlenswert.

Table 2. Relative insertion torques M_{rel} of the five mini-implant types tested, depending on variations in pre-drilling depth. (* = significant differences with $p < 0.05$ between at least two samples. ** = highly significant differences with $p < 0.01$ between at least two samples, Kruskal-Wallis test).

Tabelle 2. Relative Eindrehmomente M_{rel} der fünf getesteten Mini-Implantat-Typen je nach Variation der Vorbohrtiefe. (* = signifikante Unterschiede mit $p < 0,05$ zwischen mindestens zwei Stichproben; ** = hochsignifikante Unterschiede mit $p < 0,01$ zwischen mindestens zwei Stichproben, Kruskal-Wallis-Test).

Pilot drilling depth [mm]	Dual Top 1.6 x 8 mm median [%]	Dual Top 1.6 x 10 mm median [%]	Dual Top 2.0 x 10 mm median [%]	tomas®-pin 8 mm median [%]	tomas®-pin 10 mm median [%]
1	115.0 (± 37.7)	117.8 (± 22.5)	172.1 (± 48.8)		
2	82.8 (± 35.7)	95.1 (± 33.0)	157.9 (± 63.9)	28.0 (± 19.0)	28.6 (± 18.8)
3	91.3 (± 17.9)	83.4 (± 26.2)	165.3 (± 28.4)	28.3 (± 17.2)	35.0 (± 12.4)
6	81.2 (± 26.1)	94.7 (± 25.0)	145.1 (± 34.0)	24.3 (± 14.4)	28.4 (± 14.4)
10		78.0 (± 20.5)	158.7 (± 41.2)	11.8 (± 7.1)	21.1 (± 7.2)
Kruskal-Wallis test	$p = 0.004$ **	$p = 0.002$ **	$p = 0.260$	$p = 0.047$ *	$p = 0.004$ **

Bone Quality

As in many studies [15, 16] in dental implantology these results illustrate a great deal of dependence of the insertion torque and primary stability on the quality of the bone (Figure 9). Linear regression analysis demonstrates a high correlation ($R^2 = 0.83$) between compacta thickness and insertion torque. Homolka et al. [15] examined the correlation between bone quality determined by computer tomography (BMD = Bone mineral density) and insertion torque, and found the best correlation ($R^2 = 0.83$) assuming a square regression function. As a consequence for clinical application, pre-drilling is required in all regions of high bone density, such as the complete mandible and the median parts of the upper alveolar ridge and palate. This is also true when self-drilling mini-implants are used.

Implant Design

Despite having the same dimensions, the tomas®-pin types showed less primary stability than the Dual Top screws (diameter 1.6 mm, length 8 or 10 mm). One apparent reason for this is the intra-osseous part of that screw’s basic cylindrical shape, which seems inferior to those having a conical shape. Furthermore, the thread design and better relationship between shaft diameter and total diameter seem to be responsible for the greater primary stability obtained with the Dual Top screw (Figure 11). Especially in bone with a low compacta thickness, the tomas®-pins failed to achieve sufficient primary stability. Its application in the middle and distal part of the upper alveolar processes, for instance, does not seem to be advisable.

One should keep in mind that the tomas®-pin has a diameter of 1.2 mm, according to the manufacturer’s data sheet. However, this refers to the inner screw diameter (shaft) without the thread. In clinical application, the outer diameter is

Beachten sollte man, dass laut Herstellerangaben die tomas®-pins einen Durchmesser von 1,2 mm haben. Diese Angabe bezieht sich auf den inneren Schraubendurchmesser (Schaft) ohne Windungen. Insbesondere bei interradikulärer Insertion ist jedoch der Außendurchmesser bedeutsam, weil dieser den eigentlichen Platzbedarf des Implantates widerspiegelt.

Beim klinischen Einsatz muss zwischen selbstschneidenden (self-tapping) Mini-Implantaten, wie z.B. dem tomas®-pin, und selbstbohrenden (self-drilling) Mini-Implantaten (Dual-Top-Schraube) differenziert werden. Bei den selbstschneidenden Implantaten ist eine Vorbohrung über die gesamte Insertionstiefe notwendig, da sich das Implantat nicht durch alleinige Drehung den Weg durch die Spongiosa bahnen kann. In dieser Studie wurden, um eine Vergleichbarkeit mit der Dual-Top-Schraube herzustellen, auch Vorbohrtiefen verwendet, die geringer als die Insertionstiefe waren. Die Insertion des tomas®-pins ließ sich auch bei kleiner Vorbohrtiefe durch eine vertikale Kraft mittels eines Schraubendrehers erreichen. Im klinischen Einsatz ist dies jedoch nicht empfehlenswert und beim tomas®-System auch kaum reali-

Figure 11. Different designs of the intraosseous parts of the tomas®-pins on the left and the Dual Top screw on the right.

Abbildung 11. Unterschiedliche Gestaltung des intraossären Anteiles des tomas®-pins links und der Dual-Top-Schraube rechts.



more significant, since it reflects the implant's actual space requirement. The clinician is obliged to consider the screw's outer diameter, especially when inserting an implant between the roots of adjacent teeth.

Implant site preparation is directly affected by whether a screw is of the self-tapping type, such as the tomas[®]-pin, or the self-drilling type, such as the Dual Top screw. Using self-tapping implants, pre-drilling to the full length is mandatory. In this study, we employed pre-drilling depths less than the insertion depth to establish comparability with the Dual Top screw. The tomas[®]-pins could also be inserted at smaller pre-drilling depths but with simultaneous application of an axial force using a hand-held screwdriver. Clinically, however, this can hardly be recommended, since it is very difficult to exert a vertical force using the tomas[®]-applicator.

Pre-Drilling Diameter

The pilot-drilling diameter's impact can be summarized as follows: the larger the pre-drilling diameter, the lower the primary stability. An exception to this is the 2.0 × 10 mm-Dual Top screw. Obviously, the larger implant diameter in relation to the pre-drill diameter led to this observation. This Dual Top screw's insertion torques achieve very high values, especially in bone with thick compacta. Thus a pre-drilling diameter of 1.3 mm seems appropriate. Smaller diameters may result in implant fracture.

Pre-Drilling Depth

The visible step between the torques measured with 1 mm and 2 mm pre-drilling depths can be explained by the strong dependence on the compacta thickness. Most of this study's measurements were taken at a compacta thickness of at most 2 mm, meaning that at drilling depths of 1 mm, the compacta was not completely penetrated. Pre-drillings with depths greater than 2 mm did not have a great impact on further reducing insertion torque. To avoid extreme insertion torques and the consequent risk of a screw fracture, the compacta must always be weakened. The maximum compacta thickness in which mini-implant insertion is feasible extends to 3 mm in the mandibular angle [14]. Thus a pre-drilling depth of 3 mm ensures that the compacta will always be fully penetrated. As mentioned above, weakening the compacta should suffice when applying self-drilling mini-implants; pre-drilling must be done across the total insertion depth when using self-tapping mini-implants. Full penetration can be easily detected clinically by the steep drop in drilling resistance.

Implant Fracture

Due to the implant fractures observed at torques above 230 Nmm, it is advisable to generally limit insertion torques to a maximum of 200 Nmm. All fractures occurred near the implant head when using the cross-driver shaft. In clinical use, it might be safer to use a hexagonal driver shaft. How-

sierbar, da mit der vorgesehenen Einbringhilfe eine vertikale Kraftapplikation bei Implantation kaum möglich ist.

Vorbohrdurchmesser

Aus den Messungen lässt sich ableiten, dass die Primärstabilität umso geringer ausfällt, je größer der Vorbohrdurchmesser gewählt wird. Eine Ausnahme bildet hier die Dual-Top-Schraube 2,0 × 10 mm. Hier war offensichtlich der im Verhältnis zum Durchmesser des Vorbohrers erheblich größere Implantatdurchmesser dafür verantwortlich, dass die Variation des Vorbohrdurchmessers kaum noch einen Einfluss auf die Primärstabilität ausüben konnte. Die notwendigen Eindrehmomente für die Dual-Top-Schraube waren insbesondere bei einer dicken Kompakta sehr hoch, sodass ein Vorbohrdurchmesser von 1,3 mm als gerade noch groß genug erscheint, während kleinere Vorbohrdurchmesser sich als ungeeignet erweisen.

Vorbohrtiefe

Der bei einigen Diagrammen erkennbare Sprung zwischen den Drehmomenten bei Veränderung der Vorbohrtiefe von 1 mm auf 2 mm lässt sich durch die starke Abhängigkeit von der Kompaktadicke erklären. Der überwiegende Teil der Messungen dieser Studie wurde bei einer Kompaktadicke von maximal 2 mm durchgeführt, d.h. bei einer großen Anzahl von Messungen war die Kompakta mit 1 mm nur angeköhrt, während sie bei 2 mm Vorbohrtiefe bereits komplett durchbohrt war. Die bei tieferen Vorbohrungen zu erkennende weitere Verkleinerung scheint nicht mehr so ausgeprägt. Um ein zu hohes Eindrehmoment zu vermeiden und somit das Risiko eines Schraubenbruchs auszuschließen, ist stets eine Schwächung der Kompakta erforderlich. In den Kieferbereichen, die für eine Mini-Implantat-Insertion in Frage kommen, liegt die Kompaktadicke bei maximal 3 mm (Kieferwinkel [14]). Eine Vorbohrtiefe von 3 mm stellt sicher, dass die Kompakta in jedem Fall vollständig durchdrungen wird. Bei selbstbohrenden Mini-Implantaten reicht eine Schwächung der Kompakta aus; bei selbstschneidenden muss, wie oben bereits erwähnt, über die gesamte Insertionstiefe vorgebohrt werden. Im klinischen Einsatz spürt der Behandler an dem deutlichen Abfall des Widerstandes, dass die Kompakta durchdrungen und Spongiosa erreicht ist.

Schraubenfraktur

Aufgrund der beobachteten Schraubenbrüche bei Drehmomenten über 230 Nmm empfiehlt es sich, das Eindrehmoment auf Werte unter 200 Nmm zu begrenzen. Alle Frakturen traten im Bereich des Implantatkopfes auf, und zwar ausschließlich bei Verwendung des Kreuzschlitz-Ansatzes. Im klinischen Gebrauch sollte daher bei hohen zu erwartenden Drehmomenten der Außen-Sechskant-Ansatz bevorzugt werden, obwohl die Ausrichtung des Implantat-slots damit schwieriger zu beurteilen ist.

ever, that makes it more difficult to judge the implant slot's orientation.

There are factors 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 have an influence that should not be underestimated on an orthodontic implant's stability and usage period.

Conclusions

This in-vitro study documents the influence of bone quality, implant design and the insertion modalities on the ultimate primary stability of orthodontic mini-implants. Clinical studies must demonstrate whether these results are relevant for both primary stability and long term stability during the entire time that orthodontic mini-implants are in use.

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 ausgeprägten Einfluss der Knochenqualität, des Implantdesigns und der Insertionsmodalitäten auf die erzielte Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate. In klinischen Studien sollte untersucht werden, ob die ermittelten Ergebnisse nicht nur im Hinblick auf die Primärstabilität, sondern für die Stabilität während der gesamten Nutzungsdauer orthodontischer Mini-Implantate bedeutsam sind.

References

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, et al. 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.
- Berens A, Wiechmann D, Rüdiger J. Skeletal anchorage in orthodontics with mini- and microscrews. *Int Orthod* 2005;3:325-43.
- Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, et al. 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.
- Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
- Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, et al. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth im-plants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:578-85.
- 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.
- Diedrich P. Kieferorthopädische Behandlung Erwachsener. In: Diedrich P (Hrsg.). *Praxis der Zahnheilkunde. Kieferorthopädie III*. München-Jena: Urban & Fischer, 2000:174-208.
- 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.
- Friberg B, Sennerby L, Meredith N, et al. 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.
- 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.
- Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage - preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2004;65:410-8.
- Gluser R, Meredith N. Diagnostische Möglichkeiten zur Evaluation der Implantatstabilität. *Implantologie* 2001;9:147-160.
- Heibel H, Alt KW, Wachter R, et al. Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. *Morphometric analysis of autopsy material. Mund Kiefer Gesichtschir* 2001;5:180-5.
- Homolka P, Beer A, Birkfellner W, et al. Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. *Radiology* 2002;224:247-52.
- 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.
- Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
- Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000;3:23-8.
- 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.
- 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.
- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
- 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.
- 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.

24. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, et al. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:769–76.
25. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984;86:95–111.
26. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiller U, et al. The Orthosystem – a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop* 1996;57:142–53.

Correspondence Address

Dr. Benedict Wilmes
Department of Orthodontics
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Moorenstr. 5
40225 Düsseldorf
Germany
Phone: (+49/211) 81-18310, Fax -19510
e-mail: wilmes@med.uni-duesseldorf.de