

Kotevní miniimplantáty. Souhrnný referát. **Miniimplants for orthodontic anchorage. Systematic review.**



MUDr. Vladimír Filipi

Ortodontické oddělení, Stomatologická klinika FN u sv. Anny a LF MU v Brně

Privátní ordinace Sorriso Dental Clinic Brno

Department of Orthodontics, Clinic of Stomatology, University Hospital and St. Anne's Hospital, Medical Faculty of Masaryk University Brno

Private practice Sorriso Dental Clinic Brno

Souhrn

Kotevní miniimplantáty patří do skupiny dočasných kotevních zařízení. K jejich velké oblibě a rozšíření vedla zejména snadnost zavádění a variabilita využití. Používají se k redukci recipročního působení ortodontického aparátu a poskytují tak tzv. absolutní kotvení.

Zavádějí se podle plánovaného využití do kosti alveolárního výběžku, často mezi kořeny zubů z vestibulární nebo palatinální strany a dále do oblasti patrového švu. K jejich úspěšnému zavedení je potřeba dostatečně široký prostor mezi kořeny zubů. Kritériem úspěšnosti je poté jejich pevnost a odolnost k ortodontickým silám. Primární stabilita, tedy pevnost minišroubu bezprostředně po jeho zavedení, je základním faktorem úspěšnosti a je pro jeho klinické použití velkou výhodou, neboť minišroub lze díky tomu okamžitě ortodonticky zatížit.

Cílem tohoto referátu bylo shrnout problematiku minišroubů. Zejména pak jejich vývoje, definice a rozdělení. Dále pak shrnout informace o primární stabilitě minišroubů a faktorech které ji ovlivňují (Ortodoncie 2014, 23, č. 2, s. 80-96).

Abstract

Anchorage miniimplants, belonging to the group of temporary anchorage devices, became very popular thanks to easy manipulation and a wide variety of applications. They are used to eliminate reciprocal effect of orthodontic appliance, and thus they provide the so-called absolute anchorage.

According to the treatment plan, they are inserted into alveolar process, between dental roots from vestibular or palatal side, and into the area of palatal suture. For successful insertion of a miniimplant, enough space between dental roots is required. Successful function is given by their solidity and resistance to orthodontic forces. Primary stability, i.e. the solidity of a miniscrew immediately after its insertion, is the principal factor of successful application, and it is a great advantage in clinical practice because the miniscrew may be immediately loaded.

The aim of the work is to give a survey of miniscrews, their development, definition and categories. We also bring information on primary stability of miniscrews, and of factors contributing to it (Ortodoncie 2014, 23, No. 2, p. 80-96).

Klíčová slova: miniimplantáty, minišrouby, osseointegrace

Key words: miniimplants, miniscrews, osseointegration

Úvod

Nedílnou součástí rozvahy před každou ortodontickou léčbou je úvaha o kotvení. Kotvení je oblast, která poskytuje rezistenci vůči silám, které vytváří ortodontický aparát. Většinou jsou tyto reciproční síly v prů-

Introduction

Anchorage is an integral part of any orthodontic treatment plan. Anchorage is the area of resistance against the forces created by orthodontic appliance. The reciprocal forces are usually unwanted, and there-

běhu ortodontické léčby nechtěné, a snažíme se jim zabránit. Tradičně se ke kontrole kotvení využívají zuby, části intraorálního aparátu a extraorální aparáty. Nezajistí ale kotvení absolutně, a může tedy dojít k nechtěným posunům zubů. Tuto situaci označujeme jako ztrátu kotvení. Oproti tomu existují zařízení, které poskytnou kotvení absolutně. Nejrozšířenější jsou dočasné kotevní zařízení - kotevní minišrouby, nejčastěji označované jako ortodontické minišrouby.

Jedná se o dnes již běžnou součást ortodontické léčby. Jejich zavádění je snadné a nevyžaduje čas nutný k vhojení [1]. Minišrouby lze snadno a jednoduše zapojit do ortodontického aparátu a okamžitě po zavedení zatížit [2]. Kromě toho jsou i finančně dostupné. Všechny tyto důvody vedly k rychlému rozšíření minišroubů do klinické praxe.

Zkušenosti a výzkum v oblasti kotevních minišroubů postupně mění jejich vzhled. Pro klinicky úspěšné použití minišroubu však není design to nejjednodušší, na rozdíl od tzv. primární stability. Tu určuje především místo, kam je minišroub zaváděn. Detailně pak množství kortikální kosti a velikost mezikořenných vzdáleností. Oboje je možné s přesností změřit na snímcích z výpočetní tomografie (CT). Její modifikace tzv. Cone Beam CT (CBCT) je dostupnou zobrazovací technikou poskytující přesné třídimensionální informace o zobrazovaných tkáních.

Historický vývoj

Myšlenka použití šroub fixovaný v kosti k absolutnímu ortodontickému kotvení spadá až do roku 1945 (Gainsforth a Higley). První publikovaný případ úspěšného použití minišroubu byl prezentován Creekmorem a Eklundem v roce 1983. Použili kostní šroub z vitallia a umístili ho 25-leté pacientce přímo pod spina nasalis anterior s cílem intrudovat a protrudovat řezáky v horní čelisti [3]. V roce 1997 popsal Kanomi 1,2 mm v průměru měřící šroub z titanu, navržený speciálně pro ortodontické účely [4]. V dalším roce Costa et al. představili šroub s hlavičkou podobnou ortodontickému zámku [5]. Poté bylo prezentováno mnoho různých zařízení odvozených od klasických dentálních implantátů, jako byl palatinální implantát, retromolární implantát či onplant.

Dočasná kotevní zařízení, můžeme dle jejich vývoje dělit do dvou skupin. První skupinu tvoří zařízení vývojově vycházející z osseointegrovaných dentálních implantátů. Jedná se o dnes již nepoužívaný retromolární implantát a palatinální implantát. Do této skupiny můžeme zařadit i onplant, který svým tvarem nepřipomíná dentální implantát, nicméně principem zakotvení je osseointegrace, stejně jako u dentálních implantátů. Dentální implantát zavedený v místě chybějícího pilíře lze rovněž použít dočasně k ortodontickému kotvení.

fore we try to prevent their effects. To control anchorage, teeth, parts of intraoral appliance, and extraoral appliances are used. However, they do not ensure anchorage absolutely, and unwanted movements of teeth may appear. Such a situation is known as anchorage loss. On the other hand, there exist devices facilitating absolute anchorage. The most frequent are temporary anchorage devices - anchorage miniscrews, known as orthodontic miniscrews.

Today, the miniscrews are a common part of orthodontic treatment. Their application is rather simple, and no time for their healing is needed [1]. Miniscrews can be simply attached to orthodontic appliance, and immediately loaded [2]. They are also affordable. These are the reasons for the fast widespread of miniscrews in clinical practice.

Experiences and research in anchorage miniscrews lead to their new design and appearance. However, the design is not the fundamental condition for clinically successful application. The most important factor is the so-called primary stability. This is mainly given by the place into which a miniscrew is inserted. We should also mention amount of cortical bone and distance between dental roots. These values may be measured in scans of CT. The modification of computer tomography, the so-called Cone Beam CT (CBCT), is an affordable imaging method providing precise three-dimensional information on depicted tissues.

Historical background

The idea to use a screw firmly fixed in bone for absolute orthodontic anchorage goes back to 1945 (Gainsforth and Higley). The first successful use of a miniscrew was reported by Creekmore and Eklund in 1983. They used a bone screw made of vitallium, and placed it just under spina nasalis anterior with the aim to intrude and protrude maxillary incisors in a 25-year old female patient [3]. In 1997 Kanomi described a screw made of titanium, the diameter of 1.2 mm, that was designed specifically for orthodontic use [4]. In 1998, Costa et al. introduced a screw with a bolt head resembling orthodontic bracket [5]. A number of various devices derived from traditional dental implants, e.g. palatal implant, retromolar implant or onplant, were presented.

Temporary anchorage devices can be divided into two groups, according to their development. The first group includes devices based on osseointegrated dental implants, e.g. retromolar and palatal implants which are no longer used. Another member of this group is an onplant that do not resemble dental implant, nevertheless its anchorage principle is osseointegration, i.e. the same as in case of dental implants. Dental implant inserted in the place of missing pillar can be also temporarily used for orthodontic anchorage. However, this is

Nejedná se ale o klasické dočasné kotevní zařízení, protože na rozdíl o jiných, je dále po dokončení ortodontického působení použit ke svému původnímu významu, tedy protetické rekonstrukci, a není odstraňován. S výhodou lze takto využít k ortodontickému pohybu zavedené dentální implantáty zejména při řešení složitějších a komplexních případů, kde je v plánu jak zavedení implantátů, tak ortodontická léčba.

Druhou skupinu tvoří zařízení odvozené od chirurgických minišroubů, použité poprvé Creekmorem a Eklundem, a později popsané Kanomim a Costou. Hlavním rozdílem od dentálních implantátů je princip kotvení, kortikální mechanické kotvení oproti osseointegraci, menší velikost v průměru, hladký povrch a možnost použít je k ortodontickému tahu ihned po jejich zavedení.

Definice dočasných kotevních zařízení

V odborné literatuře i běžné praxi se objevuje mnoho termínů popisujících tzv. skeletální kotvení. Jedná se zejména o termíny mini-implantát - mini-implant [6], minišroub - miniscrew [5], mikrošroub - microscrew [7], mikrošroubový implantát - microscrew implant [8], mikroimplantát - microimplant [9]. Všechny tyto termíny popisují zařízení spadající do skupiny dočasných kotevních zařízení (Temporary anchorage device TAD). Termín TAD byl zaveden Americkou ortodontickou asociací v roce 2004. Za dočasné kotevní zařízení ale považujeme kromě minišroubů všechny druhy implantátů, onplantů a jiných zařízení, používaných k ortodontickému kotvení. Mnoho takových zařízení patří do skupiny dočasných kotevních zařízení jen z historického důvodu a v praktické ortodoncii jsou spíše raritní. Jason Cope dočasné kotevní zařízení popisuje jako zařízení dočasně fixované v kosti, použité k posílení ortodontického kotvení, a plně odstranitelné po ukončení jejich funkce [10].

Kotevní minišrouby nevyžadují při zavádění a vyjímání přítomnost dentoalveolárního chirurga a ortodontista si vystačí sám. Původně se pro minišrouby předvrtával otvor do kosti, nověji lze minišrouby zavádět i bez předvrtání, což proceduru zavádění ještě zjednodušilo. Klinicky ideální minišroub lze definovat asi takto: je biokompatibilní, dostupný v různých délkách a s různými typy pracovní hlavičky, jde jednoduše aplikovat a stejně tak odstraňovat, lze jej okamžitě po zavedení zatížit ortodontickou silou, a je cenově dostupný [11]. Důležité je, aby minišroub po zavedení měl primární stabilitu a mohl tak odolávat aplikované ortodontické síle [10]. V současné době existuje na trhu velké množství různých minišroubů. Mezi jednotlivými značkami existují větší či menší rozdíly. Jedná se zejména o odlišnosti v 1/ materiálu ze kterého je šroub vyroben 2/ průměru šroubu a designu závitů 3/ designu pracovní hlavičky. Seznam nejrozšířenějších minišroubů uvádí tabulka č. 1.

not a traditional temporary anchorage, because after orthodontic forces application, it is used in its original function - prosthetic reconstruction, and is not removed. Dental implants may be used in solving more complex cases, when the treatment plan covers both implants introduction and orthodontic therapy.

The second group includes devices derived from surgical miniscrews (first used by Creekmore and Eklund, and later described by Kanomi and Costa). The main difference is in the principle of anchorage - cortical mechanical anchorage (against osseointegration), smaller diameter, smooth surface, and the capability to use them for orthodontic traction immediately after their insertion.

Definition of temporary anchorage devices

There are many different terms referring to the so-called skeletal anchorage: mini-implant [6], miniscrew [5], microscrew [7], microscrew implant [8], microimplant [9]. All the terms refer to temporary anchorage device (TAD). The term TAD was introduced by American Orthodontic Society in 2004. The term temporary anchorage device covers (apart from miniscrews) all kinds of implants, onplants and other devices used for orthodontic anchorage. A lot of these devices belong to the group of temporary anchorage only historically, and they are rather rare in orthodontic practice. Jason Cope describes TAD as a device temporarily fixed in bone, used to strengthen orthodontic anchorage, that is removed.

During insertion and removal anchorage miniscrews do not require cooperation of dento-alveolar surgeon. At the beginning, the hole for miniscrews was pre-drilled in the bone, nowadays they can be used without pre-drilling, which makes the whole process simpler. An ideal miniscrew (from the clinical viewpoint) may be defined as follows: it is biocompatible, available in different lengths, with different types of a functional head, it is easy to apply and remove, it is possible to be loaded immediately after application, and is affordable [11]. After insertion, the miniscrew should be primarily stable to resist the applied orthodontic force [10]. Currently, there is a number of different miniscrews on the market; there are bigger or smaller differences between individual brands. The differences are found especially: 1) in the materials of which miniscrews are made, 2) in the diameter of a screw and design of its threads, 3) in the design of functional bolt head. The list of the most common miniscrews is given in Table 1.

Materials

Orthodontic miniscrews are made of alloplastic materials. Their introduction into bone accompanies

Tab. 1. Seznam nejrozšířenějších minišroubů v abecedním pořadí
Tab. 1. The list of the most commonly used miniscrews (in alphabetical order)

| Produkt, product | Výrobce, manufacturer | Internetové stránky výrobce, manufacturer's website |
|---|---------------------------------|--|
| Aarhus Anchorage System | ScanOrto, Dánsko | www.aarhus-mini-implant.com |
| AbsoAnchor System | Dentos, Korea | www.dentos.co.kr |
| C-Implant | Dentium Inc., Korea | www.implantium.com |
| Cizeta Titanium Miniscrew | Cizeta Surgical, Itálie | www.cizetasurgical.it |
| Dual-Top Anchor system | Jeil Medical Corporation, Korea | www.jeilmed.co.kr |
| Miniscrew Anchorage System (M.A.S.) | Micerium, Itálie | www.Micerium.it |
| Orthodontic Mini Implant | Leone S,p.A., Itálie | www.leone.it |
| Spider Screw Anchorage System | HDC, Itálie | www.hdc-italy.com |
| Temporary Mini Orthodontic Anchorage System (TOMAS) | Dentaurum, Německo | www.dentaurum.de |
| Unitek TAD | 3M Unitek, USA | www.3Munitek.com |
| Universal Skeletal Anchorage System | Stryker Corporation, USA | www.stryker.com |

Materiály minišroubů

Ortodontické minišrouby jsou vyráběny z aloplastických materiálů. Jejich zavedení do kosti je provázáno reakcí s touto vitální biologickou tkání, kterou nazýváme biokompatibilitou. Biologicky plně akceptovatelné jsou materiály bioinertní. Do této skupiny řadíme titan a jeho slitiny. Titan charakterizují tyto vlastnosti: je mechanicky odolný, dobře odolává korozi, je vysoce biokompatibilní a bakteriostatický.

V současné době jsou minišrouby vyráběny z těchto materiálů:

1. chirurgická ocel (např. Leone)
2. titan
 - a) čistý titan (commercially pure titanium - Grade 4 Titan) (např. Dentos)
 - b) slitiny titanu - Grade 5 Titan - Ti-6Al-4V (např. M.A.S.)
 - Grade 23 Titan - Ti-6Al-4V ELI (např. Aarhus, Spider screw).

Slitina Grade 23 Titan se jeví jako vhodnější materiál k výrobě ortodontických minišroubů, prokazuje totiž

a reaction with the vital biological tissue, which we call biocompatibility. Only bioinert materials are biologically acceptable. They are represented by titanium and its alloys. Titanium is mechanically resistant, corrosion resistant, highly biocompatible and bacteriostatic.

Nowadays miniscrews are made of the following materials:

1. Surgical steel (e.g. Leone)
2. Titanium
 - a) Commercially pure titanium - Grade 4 Titan (e.g. Dentos)
 - b) Titanium alloys - Grade 5 Titan - Ti-6Al-4V (e.g. M.A.S.)
 - Grade 23 Titan - Ti-6Al-4V ELI (e.g. Aarhus, Spider screw)

Grade 23 Titan appears to be a suitable material for orthodontic miniscrews - the studies published suggest a great support to cell proliferation, a very good cytocompatibility, and cellular adhesion [12].

ve studiích větší podporu buněčné proliferaci, dobrou cytokompatibilitu a buněčnou adhezi [12].

Osseointegrace

Pojem osseointegrace je definován jako přímé strukturální a funkční spojení mezi vitální kostí a zatíženým implantátem. Tento těsný vztah byl poprvé popsán Schroderem v roce 1976 jako ankylotické ukotvení. Do povědomí se dostal ale až termín Osseointegrace který použil Bränemark. Tím, že se vytvoří přímý kontakt živé kosti s vrstvou oxidovaného titanu nebo jeho povrchovou úpravou je dosaženo biochemické integrace. V praxi to znamená, že osseointegrace předpokládá zřejmý kotevní mechanismus, pomoci něhož může být cizorodý materiál spolehlivě a předvídatelně inkorporován do vitální kosti a toto ukotvení je schopno odolávat silám [13]. Klinický význam má informace o velikosti kostního kontaktu, který je nutný k tomu, abychom implantát považovali za osseointegrovaný. Implantát může být pevný i díky kostnímu spojení pouze 10% jeho povrchu [14]. U ortodontických minišroubů osseointegraci považujeme za nevýhodnou s ohledem na odstraňování minišroubů. Pokud je minišroub, byť je částečně osseointegrovaný, je při jeho odstraňování nutné použít větší torzní síly. Tím samozřejmě roste riziko fraktury minišroubu [15]. Povrch titanu je proto záměrně leštěn, a tak je snížen osseointegrační proces [16, 17].

Primární stabilita

Primární stabilita, tedy pevnost minišroubu bezprostředně po jeho zavedení, je základním faktorem úspěšnosti a je pro jeho klinické použití velkou výhodou, neboť minišroub lze díky tomu okamžitě ortodonticky zatížit. Primární stabilita tak je klíčovým parametrem v hodnocení klinické úspěšnosti minišroubu [18]. Primární stabilitu ovlivňuje celá řada faktorů. Jedná se 1) o proměnlivé faktory kostní tkáně, kam je minišroub umístován. A to konkrétně: skladba kostní tkáně, její denzita a tloušťka kortikální vrstvy. 2) o různé designové odlišnosti mezi druhy ortodontických minišroubů. Odlišují se tvarem těla a špičky šroubu, jeho závitů, průměrem a délkou. 3) způsob zavádění minišroubu.

Primární stability je dosaženo díky mechanické retenci neboli makroretenci. Pokud je dosaženo dostatečné primární stability (minišroub není pohyblivý) může dojít k remodelaci a tvorbě kosti v okolí minišroubu a vzniku tzv. sekundární stability. Sekundární stabilita znamená remodelaci a regeneraci rozhraní mezi implantátem a kostní tkání [19].

Nedostatečná primární stabilita způsobuje stres na rozhraní minišroubu a kosti, ten vede ke vzniku fibrózního, místo mineralizovaného spojení. Primární stabilita a z ní následně vyplývající sekundární stabilita jsou

Osseointegration

Osseointegration is the direct structural and functional connection between living bone and the surface of a load-bearing artificial implant. This close relationship was first described by Schroder in 1976 as an ankylotic anchorage. The term osseointegration was used later by Bränemark. By the direct contact between a living bone and the layer of oxidized titanium or its finishing, biochemical integration is achieved. In practice this means that osseointegration assumes evident anchorage mechanism through which a foreign material is reliably and predictably incorporated into a vital bone, and the resulting anchorage can resist orthodontic forces [13]. The extent of bone contact, necessary for the decision on whether the implant is osseointegrated, is clinically very important. Implant may be firm thanks to 10% contact of its surface and bone [14]. In case of orthodontic miniscrews, osseointegration is unfavourable as it complicates miniscrews removal. If a miniscrew is partially osseointegrated, during removal it is necessary to apply greater torsion force, which brings about the increased risk of miniscrew fracture [15]. Titanium surface is therefore intentionally polished to suppress osseointegration [16, 17].

Primary stability

Primary stability, i.e. the firmness of a miniscrew immediately after its insertion, is the principal factor of successful functioning, and represents a great advantage in the clinical practice as the miniscrew can be instantly orthodontically loaded. Primary stability is the key parameter in the evaluation of clinically successful application of miniscrew [18]. Primary stability is affected by a number of parameters: 1) variables of bone tissue into which a miniscrew is placed, specifically the composition of bone tissue, its density and thickness of cortical layer; 2) different designs of orthodontic miniscrews - they differ in the shape of body and tip, threads, diameter and length; 3) method of miniscrew insertion.

Primary stability is achieved through mechanical retention or macro-retention. When the degree of primary stability is satisfactory (miniscrew does not move), remodeling and bone formation around the miniscrew is possible. The so-called secondary stability is achieved. Secondary stability means remodeling and regeneration of the interface between the implant and bone tissue [19].

Insufficient primary stability results in the stress on the interface between miniscrew and bone which leads to formation of fibrotic (instead of mineralized) connection. Primary stability and consequently secondary stability are vital for a long-term successful application of a miniscrew [17, 20, 21].

tedy rozhodující pro dlouhodobou úspěšnost minišroubu [17, 20, 21].

Denzita kosti a tloušťka kortikalis

Denzita kostní tkáně a tloušťka kortikalis patří mezi tzv. pacientovy faktory. Fakt, že kvalita kosti ovlivňuje dlouhodobou úspěšnost implantologie není žádnou novinkou. V roce 1985 Lekholm a Zarb vytvořili klasifikační systém na posouzení kvality kostní tkáně. V roce 1990 jej modifikoval Misch. Jedná se o dnes již standardní klasifikaci používanou v implantologii. Kostní tkáň dělíme na 4 typy. 1) Téměř celá kostní tkáň je homogenní kompakta 2) Tlustá vrstva kompakty obklopuje střed s kvalitní spongiózou 3) Tenká vrstva kompakty obklopuje střed s kvalitní spongiózou 4) Tenká vrstva kompakty obklopuje střed s nekvalitní spongiózou. Dnes je známo, že důležitějším faktorem ovlivňující stabilitu implantátu je tloušťka samotné kortikální kosti. Kortikální kost má vyšší modul elasticity než spongiózní kost, je silnější a odolnější vůči deformaci a snese větší zatížení [22]. Tento fakt platí jak v dentální implantologii, tak při použití ortodontických minišroubů: Silnější vrstva kortikalis dodává vyšší primární stabilitu [23, 24].

Někteří autoři její hodnotu považují za nejdůležitější kritérium [25]. Za minimální hodnotu tloušťky kortikální kosti je považován 1 mm [26]. Tato hodnota je dle jiné studie zcela dostatečná a garantuje úspěšné dosažení primární stability minišroubu [27]. Při větší tloušťce kortikalis (1-2 mm) má větší vliv na primární stabilitu denzita kortikální kosti než její samotná tloušťka [28]. V případech s menší denzitou kosti lze větší stability dosáhnout odloženým zatížením minišroubu. Pokud je minišroub v rizikové oblasti s horší kvalitou kosti vhojován a nezátížen, s delším časem roste jeho stabilita [29].

Tloušťka kortikalis je rozdílná v horní a dolní čelisti. Zatímco v dolní čelisti s její dostatečnou tloušťkou nebyvají problémy, v horní čelisti je nutné plánovat zavedení minišroubu co nejvíce kraniálně. Přehledně hodnoty tloušťky kortikalis ukazuje studie Baumgaertela [22]. Ten naměřil tloušťku kortikalis v dolní čelisti větší než v horní čelisti. Zatímco v dolní čelisti tloušťka kortikalis od cementosklovinné hranice směrem k apexům stoukala, v horní čelisti byla nejtenčí v rovině 4 mm od CEJ.

Tloušťka kortikalis dle jiné studie v horní čelisti směrem od cementosklovinné hranice k apexům zubů, nejprve klesá a následně se zase zvětšuje [30]. Na patře byla nejsilnější vrstva kortikalis nalezena 6 mm od CEJ v oblasti premolárů, u moláru byla nejsilnější vrstva nalezena naopak ve výšce 2 mm od CEJ.

Je nutné vzít v úvahu, že tloušťka kortikalis se mění s věkem. Je prokázán signifikantní rozdíl mezi adolescenty a dospělými, kteří mají ve všech běžných lokalizacích větší tloušťku kortikální kosti [31]. Stejná studie

Bone density and thickness of cortical layer

Bone tissue density and cortical layer thickness belong to the so-called patient's factors. The fact that the bone quality affects long-term success of implants is nothing new. In 1985, Lekholm and Zarb elaborated the system of classification to assess bone tissue quality. In 1990, the system was modified by Misch. Today, it is the standard classification used in implantology. Bone tissue is divided into 4 types: 1) almost all bone tissue is a homogenous compact bone; 2) a thick cortical layer surrounds the centre containing a quality spongy bone; 3) a thin cortical layer surrounds the centre containing quality spongy bone; 4) a thin cortical layer surrounds the centre containing bad quality spongy bone. Today we know that the thickness of cortical bone itself is the more important factor affecting the implant stability. Cortical bone has a higher module of elasticity than spongy bone, it is stronger and more resistant against deformation, and allows higher load [22]. The fact is important in dental implantology as well as in application of orthodontic miniscrews: a thicker layer of cortical bone contributes to better primary stability [23, 24].

Some authors believe the cortical bone thickness is the most important criterion [25]. The minimum thickness of cortical bone layer is considered 1 mm [26]. According to another study, this value is fully sufficient and warrants successful achievement of miniscrew primary stability [27]. In case of thicker cortical layer (1-2 mm), primary stability is more influenced by density of cortical bone [28]. In cases with lower density of bone, better stability may be achieved by postponed loading of a miniscrew. If the miniscrew is placed in the risk area with worse quality of bone, its stability increases with time [29].

Cortical layer has different thickness in the maxilla and in the mandible. While in the mandible the thickness of cortical layer is almost always sufficient, in the maxilla a miniscrew should be placed in the maximum cranial direction. Baumgaertel's study [22] gives a survey of cortical layer thickness. Baumgaertel found higher values of cortical layer thickness in the mandible. In the mandible the thickness of cortical layer increased from cemento-enamel junction (CEJ) to apices, in the maxilla the lowest values were measured in the plane 4 mm from CEJ.

Another study [30] reports that cortical layer thickness in the maxilla first decreases and then increases. In palate, the thickest cortical layer was found 6 mm from CEJ in the premolar area; on the other hand in the molar area the thickest layer was found at 2 mm from CEJ.

We should have in mind that cortical layer thickness changes with age. There was found a significant difference between adolescents and adults [31]. However,

neprokázala rozdíly mezi muži a ženami. Tloušťka kortikalis je velmi variabilní, v oblastech kde hrozí poškození, jako například komunikace do čelistní dutiny, je doporučeno individuální posouzení pomocí snímků z Cone Beam CT [32].

Většího kontaktu minišroubu s kortikální kostí lze dosáhnout zavedením minišroubu pod úhlem 60° nebo 70° k povrchu kosti. Takto je rovněž zvýšena primární stabilita [33, 34]. Zavedením minišroubu pod úhlem apikálním směrem je rovněž bezpečnější s ohledem na možné poškození kořenů zubů. Cílem ale není zavést minišroub v co největším úhlu k povrchu kosti. Při zavedení pod úhlem 30° je dosaženo nižší primární stability, protože roste lokální poškození okolní kosti a šroub je zaveden do menší hloubky [35]. Zavedení pod příliš velkým úhlem může oslabovat kortikalis a část závitů minišroubu může být exponovaná mimo kost [36]. Důležité je myslet při zavádění minišroubu i na plánovaný směr ortodontické síly. Pokud bude ortodontická síla působit na minišroub páčivě, může dojít k předčasné ztrátě minišroubu, i když byla zajištěna jeho primární stabilita. Ideální je tedy zavádět minišroub do alveolárního výběžku horní čelisti angulovaný, apikálním směrem, a to co nejvíce kranálně od cementosklovinné hranice. Zároveň musíme pamatovat, že kotevní minišroub je nejvýhodnější zavádět do oblasti připojené gingivy. Kromě dráždění měkkých tkání, dojde po zavedení do oblasti sliznice velice často k úplnému zanoření hlavičky minišroubu do sliznice. To je závažná komplikace, která ztěžuje použití minišroubu a snižuje komfort pro pacienty [37].

Zvláštní možností je tzv. kryté zavedení minišroubu (closed type). Je vhodné zejména tam, kde topografické podmínky neumožní zavedení minišroubu na hranici připojené gingivy, a je nutné umístit minišroub do volné sliznice alveolárního výběžku. Někdy i z důvodu, že by minišroub byl umístěn příliš blízko zubu u kterého je plánován pohyb, například při intruzi horních řezáků [38]. Zavedení pod sliznici je potom mnohem komfortnější pro pacienty a zároveň i vhodnější z biomechanického hlediska. Jde ale o složitější zákrok než je klasické zavádění minišroubu, protože je nutná incize sliznice. Po umístění minišroubu je z něho vyvedena nejčastěji spirálka a následuje chirurgické šití rány. Takto není volná sliznice minišroubem vůbec drážděna. Nejčastěji je takto zaveden minišroub do oblasti horních řezáků a je využit k intruzi frontálního úseku.

Torzní síla při zavádění

Primární stabilita je často v literatuře spojována se zaváděcí torzní silou [39, 40]. Zaváděcí torzní sílu lze popsat jako hodnotu otáčivé síly potřebné k zavedení minišroubu do kosti. Udává se v jednotkách Newton cm.

the same study did not prove differences between males and females. Cortical layer thickness varies a lot; in the risky areas, e.g. the risk of communication into a maxillary sinus, it is recommended to assess the situation individually with the help of Cone Beam CT scans [32].

A more extensive contact between a miniscrew and cortical bone can be achieved through insertion of the miniscrew under the angle 60° or 70° into bone surface. This procedure also increases primary stability [33,34]. Insertion of miniscrew in apical direction is safer in regard of potential harm done to roots. However, the aim is not to introduce miniscrew under the most extensive angle to bone surface as possible. When inserting miniscrew under the angle of 30°, primary stability is lower, because the adjacent bone is locally damaged, and the screw is not introduced deep enough [35]. In case a miniscrew is inserted under a great angle, cortical bone may be weakened and some of screw threads could be exposed outside the bone [36]. We should also consider the planned direction of orthodontic force application. If orthodontic force impacts miniscrew as a lever, the miniscrew may be prematurely lost, even if its primary stability is ensured. The best option is to introduce a miniscrew into alveolar process of the maxilla angulated, apically, and cranially from CEJ. At the same time we have to bear in mind that anchorage miniscrew should be inserted into the area of adjacent gingiva. Apart from soft tissues irritation, the bolt head of a miniscrew is very often buried in mucosa, which is a very serious complication making the use of a miniscrew more difficult, and lowers patients' comfort [37].

A closed type miniscrew insertion is a specific option that is advisable especially when topographic conditions make insertion of miniscrew into the border of attached gingiva impossible, and thus the miniscrew must be placed into a free gingiva. Closed type miniscrew is sometimes preferred in case a miniscrew would be placed too close to a tooth in which a movement is planned, e.g. in maxillary incisors intrusion [38]. To insert a miniscrew under mucous membrane provides more comfort for patients, and is better for biomechanic reasons. However, this process is more complicated as mucous membrane incision is required. After miniscrew placement, a spiral is taken out of a miniscrew, and the surgical suture follows. Free gingiva is not irritated by a miniscrew. This method is used specifically in the area of upper incisors, and it is used for anterior segment intrusion.

Torque force

In literature, primary stability is often associated with insertion torque force [39, 40]. Torque force can

Torze je závislá na kvalitě kostní tkáně, tvaru a velikosti minišroubu, způsobu zavádění a předvrtávání [2].

Kvalita kosti má lineárně pozitivní vztah k torzní síle [2, 23]. Existuje mnoho studií měřících vhodnou torzní sílu, kterou bude minišroub zaveden do kosti, a při které bude dosažena největší primární stabilita. V místech se silnější vrstvou denzní kompakty, například v dolní čelisti, je nutné vyvinout větší torzi [41]. Větší torzní síla znamená lepší primární stabilitu. Ale jen do určité hodnoty. Příliš vysoká hodnota může vést k zalomení minišroubu [42]. Příliš vysoký točivý moment (minišroub jde zavést ztěžka) dále může způsobit v kostní tkáni zvýšené napětí vedoucí k mikroprasklinám, lokální ischemii a nekróze kosti [43, 44], Lee a Baek dokumentovali zvýšené množství mikroprasklin u zaváděných minišroubů pod větší torzní silou kvůli kónickému tvaru a nebo širšímu průměru minišroubu [45]. Naopak jde-li šroub zavést příliš snadno (malý točivý moment) bude primární stabilita šroubu mnohem menší nebo žádná [26]. Ideální hodnota zaváděcí torzní síly ještě nebyla stanovena. Motoyoshi et al. porovnávali vztah mezi torzní silou a klinickou úspěšností minišroubu [46]. Skupina minišroubů zaváděná s torzní silou 5-10 Ncm vykazovala nejvyšší úspěšnost (96,2 %), oproti 72,7% úspěšnosti minišroubů zaváděných s torzí menší než 5 Ncm a 60,9% úspěšností při torzi větší jak 10 Ncm. Proto doporučují torzní sílu při zavádění kontrolovat a měnit ji při zavádění minišroubů různých průměrů, případně předvrtávat kompakty, tak aby zaváděcí torzní síla byla v rozmezí 5-10 Ncm. Oproti tomu studie Chaddada et al, prezentovala 100% úspěšnost minišroubů zavedených s torzí větší jak 15 Ncm [47]. Obě tyto studie pracovaly pouze se samořeznými předvrtávanými minišrouby. Nejnovější studie porovnávala samovrtné šrouby se samořeznými, a došla k závěrům, že samovrtné minišrouby mají vyšší maximální zaváděcí torzi (14,5 Ncm) než samořezné šrouby (9,2 Ncm). V klinické úspěšnosti mezi těmito šrouby ale nebyl statisticky významný rozdíl [15].

Reakce okolní kostní tkáně na minišrouby

Několik vědeckých studií se zabývalo přenosem tlaku minišroubu na kost a reakcí okolní kostní tkáně. První modely vznikly pomocí analýzy konečných prvků (FEM analysis - Final Element Method). Hlavním problémem těchto modelací je popis geometrie anatomických struktur, vnitřní struktury kostní tkáně a přesný popis zatížení minišroubu. Při modelacích jsou proto podmínky různým způsobem zjednodušovány.

Z analýzy distribuce napětí v modelu kosti vychází, že největší napětí je bezprostředně po zavedení minišroubu a jeho zatížení v okolí krčkové oblasti minišroubu. Na základě této studie není doporučováno zavedení minišroubu do oblastí s horší kvalitou kosti, tedy tam kde je tloušťka kortikalis menší 1 mm a spon-

be described as the value of torsional force necessary for insertion of a miniscrew into the bone. It is given in Newton cm. Torsion depends on the quality of bone tissue, shape and size of a miniscrew, technique of insertion and pre-drilling [2].

Bone quality has linear positive relationship to torque [2, 23]. A number of studies deal with appropriate torsion force for insertion of a miniscrew into the bone that allows for the best primary stability. In places with a thicker layer of dense compacta, e.g. in the mandible, the torsion force must be greater [41]. The greater torsion force means better primary stability, however, only to some point. Too great torsion force may result in a miniscrew fracture [42]. Too big torque (miniscrew is difficult to insert) may result in increased tension in bone tissue which may lead to micro-cracks, local ischaemia, and bone necrosis [43, 44]. Lee and Baek report the increased number of micro-cracks in miniscrews inserted with greater torsion force due to conic shape and/or greater diameter of a miniscrew [45]. On the contrary, if a miniscrew is easy to insert (torque is low), primary stability is very low or virtually none [26]. An ideal insertion torque has not been established yet. Motoyoshi et al. compared the relationship between torsion force and clinical success of a miniscrew [46]. Miniscrews inserted with the torsion force of 5-10 Ncm were the most successful (96.2 %) compared with miniscrews inserted with the torsion force below 5 Ncm (72.7 %) and over 10 Ncm (60.9 %). Therefore, the authors recommend to control torsion force during insertion, and modify its values according to different miniscrews diameters, or pre-drill compacta so that the insertion torque could be within the extent of 5-10 Ncm. On the other hand, Chaddad et al. report 100% success in miniscrews inserted with the torsion force over 15 Ncm [47]. Both studies mentioned above worked only with self-tapping pre-drilled miniscrews. The latest study compared self-drilling and self-tapping screws, and concluded that self-drilling screws had higher maximum insertion torque (14.5 Ncm) than self-tapping screws (9.2 Ncm). However, from the viewpoint of clinical success there is not statistically significant difference between the two kinds of screws [15].

Response of surrounding bone tissue

Several studies focused on the translation of miniscrew pressure on bone and the reaction of adjacent bone tissue. First models were prepared with FEM analysis (Final Element Method). The main problem of these simulations is in the description of anatomical structures geometry, inner structure of bone tissue, and precise description of loading of a miniscrew. The conditions are simplified in models.

gióza má nízkou denzitu [48]. Přesné informace o reakci kostní tkáně poskytují snímky z microtomografických skenerů (μ CT). Na nich byla zjištěna zvýšená aktivita v okolí ortodonticky zatíženého implantátu. Autoři studie ji považují za fyziologickou reakci kostní tkáně, ve snaze odstranit starou kost a nahradit mikropraskliny způsobené poškozením kosti po zavedení implantátu. Zároveň lze asi vyšší remodelační aktivitu hodnotit jako způsob jak zajistit, aby kostní tkáň v okolí implantátu měla menší tuhost. Tato „měkká“ kostní vrstva by mohla působit jako přírodní tlumič tlaku způsobeného ortodontickou silou [49]. Na ortodontické působení jinak reaguje kompakta a spongióza v okolí minišroubu. Zatímco kompaktní kostní tkáň je v okolí zavedeného minišroubu méně (zřejmě díky snaze odstranit kost poškozenou mikroprasklinami), ve spongióze dochází naopak k její zvýšené novotvorbě. Ta je signifikantně vyšší u ortodonticky zatíženého minišroubu. Tato zvýšená aktivita kosti vede časem k zvýšení denzity v okolí minišroubu. Velký vliv má ale velikost aplikované síly. Důležité jsou pro aktivaci novotvorby kosti menší síly (50 g), velké síly (600 g) tuto kostní aktivitu zmenšují [50].

Design závitů a tvar šroubu

Minišrouby se ve svém designu vývojem postupně měnily. Nejdříve byla největší pozornost věnována designu pracovní hlavičky. A to z důvodu možného praktického využití během ortodontické léčby. Klinicky je ale důležitější tvar šroubů a jeho závitů, průměr, délka šroubu a jeho krčku. Tyto faktory mají podstatný vliv na primární stabilitu po zavedení, a tím na celkovou úspěšnost. Vědecké studie během posledních let prokázaly určité závislosti mezi průměrem šroubu, točivým momentem (torzní silou) při jeho zavádění, tloušťkou kortikalis a kvalitou kosti na jedné straně a primární stabilitou šroubu a jeho možným prasknutím na straně druhé [23].

Z mechanického hlediska musí tělo šroubu zajistit oporu v kosti a dobře odolávat ortodontickým silám. Design těla šroubu a jeho špičky musí minimalizovat trauma během jeho zavádění. Díky novým úpravám a změnám je nyní zavedení minišroubu jednoduché [51].

Pro starší generaci minišroubů bylo nutné předvrtávat štolu a šroub sám o sobě byl samořezný. Tento typ je označován jako Self tapping miniscrew - samořezný šroub. Někteří autoři nepředvrtávají štolu v celé délce, nýbrž jen penetrují kompaktu [52]. S ohledem na primární stabilitu bylo prokázáno, že čím menší bude průměr předvrtané štoly, tím větší bude stabilita minišroubu [23]. Novější typy jsou označovány jako Self Drilling - samovrtané šrouby. Minišroub má tenký hrot, který umožňuje mírně penetrovat kompaktu a zavést jej bez předvrtání, čímž odpadá chirurgická fáze před-

The analysis of distribution of tension in a bone model shows that the greatest tension is present immediately after a miniscrew is inserted and loaded in the neck area. Therefore, it is not recommended to insert a miniscrew in the area of a worse bone quality, i.e. where the cortical layer thickness is below 1 mm, and spongy bone is not dense enough [48]. Accurate information on the reaction of bone tissue is provided by micro-tomographic scanners (μ CT). An increased activity was determined around the orthodontically loaded implant. Authors believe it is a physiological reaction of bone tissue aimed at the elimination of an old bone and substitution of micro-cracks resulting from the injured bone after the insertion of an implant. The increased remodelling activity may also aim to soften bone tissue around the implant. This „soft“ bone layer should function as a natural damper of the pressure elicited by orthodontic force [49]. Reactions of compacta and spongy bone are different. Around the inserted miniscrew there is less compact bone tissue (probably due to the tendency to remove the bone with micro-cracks). Spongy bone shows increased recreation of the bone. This is significantly higher in case of a load-bearing miniscrew. The increased activity results in higher bone density around a miniscrew. However, the amount of force applied plays an important role. Lower forces (50 g) activate the bone recreation, while greater forces (600 g) suppress the bone activity [50].

Thread design and shape of screw

Design of miniscrews changes with time. At the beginning the attention was paid especially to the design of bolt head. However, from the clinical viewpoint, more important are the shape of screws and their threads, diameter, length of a screw and its neck. These factors show a profound impact on primary stability after screw insertion, and thus also on the success of application. Recently, a number of studies have proved relationships between a screw diameter, torque (torsion force) during its insertion, cortical layer thickness, and bone quality on one hand, and primary stability of a screw, and its potential fracture on the other hand [23].

The screw body must ensure support in bone, and resist orthodontic forces. Design of a screw body and its tip must minimize injury during its insertion. Thanks to the new modifications and alterations, the process of screw insertion is now very simple [51].

In older screws, a hole had to be pre-drilled, and a screw itself was self-tapping. Some authors do not pre-drill the whole hole; they only penetrate compacta [52]. With regard to primary stability it was proved that the smaller the diameter of the hollow, the better resul-

vrtní. V případě zavádění do oblasti s vysokou kostní densitou je ale i u samovrtných šroubů doporučeno předvrtání. Vyšší denzita kosti předznamenává zvýšenou zaváděcí torzní sílu. Při velmi vysokých hodnotách torze roste riziko fraktury minišroubu [23]. Doporučuje se předvrtávat vrtáčkem s průměrem o 0,5 mm menším než je průměr zaváděného minišroubu. Do kosti můžeme předvrtat kolmo na kortikalis jen malý otvor, kterým si vyznačíme přesné místo pro zavádění minišroubu. Díky tomu můžeme dobře zvolit úhel při jeho zavádění. Experimentální studie sice poukazují na větší mikro poškození okolní kosti při zavádění samovrtných minišroubů ve srovnání se samořeznými šrouby, klinický dopad na primární stabilitu ale nebyl prokázán [53]. Samovrtné šrouby prokazují vyšší procentuální kontakt s kostí než samořezné šrouby. Celkově pak prokazují větší primární stabilitu i díky torzní síle nutné k jejich zavedení [54]. V případě, že se rozhodneme pro variantu předvrtání, je velmi důležité účinné chlazení, neboť přehřátí kosti může být jedním z faktorů selhání minišroubu [17].

Lepší primární stability dosahují minišrouby, které jsou širší v krčkové oblasti a postupně se směrem ke špičce zužují [24,28]. Při srovnání kónických a cylindrických tvarů minišroubů stejného výrobce bylo zjištěno, že kónické minišrouby vykazují signifikantně vyšší torzní sílu při zavádění a tím i lepší primární stabilitu [55]. Zavedením těchto minišroubů pod sklonem a po předvrtání do oblasti se silnou kortikalis je dosaženo vyšší primární stability než u válcových (cylindrických) minišroubů [34].

Minišrouby se dále liší tvarem a roztečí závitů. Wilmes porovnával různé tovární značky minišroubů a dospěl k závěru, že i když mají podobný průměr a délku, tak vykazují odlišné hodnoty primární stability. Důvodem jsou odlišnosti ve tvaru a rozteči závitů. Minišrouby s větší roztečí vykazují horší stabilitu [55]. To potvrdil i Motoyoshi pomocí laboratorní analýzy FEM. Modely s menší roztečí závitů vykazují menší napětí přenášené do kosti. [56].

Krček šroubu

Zvláštní význam má krčková část šroubu. Na ní nejsou závit, a její hladký povrch umožní lepší přilnutí a adaptaci měkkých tkání. Dobrá adaptace měkkých tkání ke krčku minišroubu zhorší podmínky pro průnik bakterií. Ty jinak mohou způsobit předčasnou ztrátu minišroubu vlivem lokálního zánětu. Na trhu jsou navíc k dispozici šrouby s odlišnou délkou krčkové části. Volba, který šroub má být použit, musí být ovlivněna plánovaným místem jeho inzerce. Tloušťka měkkých tkání je rozdílná v horní a dolní čelisti. Přesně ji lze změřit přímo při zavádění například parodontologickou sondou nebo kořenovým endonástrojem. Ve studiích

ting stability of the screw [23]. New types of screws are self-drilling screws. Self-drilling miniscrews have a thin tip which penetrates compact bone and the screw is inserted without pre-drilling. However, in areas with a high bone density, pre-drilling is recommended even for self-drilling screws. Higher bone density requires greater insertion torque. In very high values of torque, there is the risk of miniscrew fracture [23]. It is recommended to pre-drill with a drill of a diameter smaller by 0.5 mm than the diameter of the miniscrew to be inserted. We can pre-drill perpendicularly to cortical layer only a small hole which will serve as the mark for precise placement of a miniscrew. We can choose the appropriate angle for miniscrew insertion. Experimental studies suggest more extensive micro-damage done to the adjacent bone during insertion of self-drilling screws compared to self-tapping screws, however, there was not proved clinical impact on primary stability [53]. Self-drilling screws have more extensive contact with bone than self-tapping screws. They also show better primary stability thanks to torsion force required for their insertion [54]. In case we opt to pre-drill, an effective cooling is important as overheating of the bone may be one of the reasons the miniscrew fails [17].

Miniscrews that are wider in the neck area, and narrow towards the tip, show better primary stability [24,28]. Comparison of conical and cylindrical shapes of miniscrews produced by the same manufacturer showed that conical miniscrews have significantly greater torsion force during insertion, and thus also better primary stability [55]. Insertion of these miniscrews under an angle and after pre-drilling in the area of a thick cortical layer, results in better primary stability than in cylindrical miniscrews [34].

Miniscrews also differ in shapes and threads pitch. Wilmes compared different brands of miniscrews and concluded that even when they have similar diameter and length, they have different values of primary stability. This is due to different shapes and threads pitch. Miniscrews with greater thread spacing show worse stability [55]. The conclusion was confirmed by Motoyoshi who performed laboratory FEM analysis. Miniscrews with lesser spacing of threads show lower tension translated into the bone [56].

Screw neck

The neck area of a screw plays a specific role. There are no threads in it, and its smooth surface makes better adhesion and adaptation of soft tissues possible. A good adaptation of soft tissues to the neck prevents introduction of bacteria that could cause the early loss of a miniscrew due to local inflammation. On the market there are screws differing in the length of the neck.

se k měření používá speciální ultrazvukový přístroj. Tloušťka měkkých tkání je větší v horní čelisti než v dolní. Navíc se směrem k apexu zubu dále zvětšuje [57]. Délku šroubu a jeho krčkové oblasti je nutné přizpůsobit oblasti, kam bude minišroub zaváděn [5]. Zvětšující se hlavička nebo krček minišroubu, tedy část mimo kostní tkáň, má negativní vliv na primární stabilitu minišroubu. V oblasti patra je tedy doporučeno použití minišroubů s větším průměrem jako kompenzace delšího krčku a hlavičky [58]. Obecně se dle této studie doporučují jako ideální co nejsilnější minišrouby s co nejmenší délkou hlavičky.

Průměr

Na trhu se vyskytují minišrouby s průměry v rozmezí 1,1 mm až po 2,5 mm. Důvodem pro výrobu nejtenších šroubů je snaha snížit riziko poškození kořenů zubů během zavádění. Při použití průměrově užších minišroubů, ale na druhou stranu roste riziko vnitřního prnutí při zavádění a vyjímání, a tím roste i riziko prasknutí šroubu.

Délka

Kotevní minišrouby se vyrábějí v různých délkách. Výběr vhodné délky je založen na anatomii místa kam bude minišroub zaváděn. Závisí zejména na tloušťce měkkých tkání, síle alveolárního výběžku a kortikalis. Ta je jiná v horní a dolní čelisti, a je u pacientů velmi individuální.

Zatímco studie Miyawakiho [59] nepřipisuje délce minišroubu žádný klinický význam, studie Chena [60] zase vyvozuje z torzní síly vyvinuté při odstraňování minišroubů, že delší minišrouby jsou stabilnější. Mohou být vhodnější v místech se zmenšeným množstvím kortikální kosti. Pokud plánujeme zavést minišroub do míst s větší šířkou kortikalis, můžeme použít šrouby s menší délkou. Samotná kortikalis stačí k dosažení primární stability. Pokud je naopak kortikalis



Obr. 1: Přímé kotvení, el. tah je od mezializovaného prvního moláru po kotevní minišroub

Fig. 1: Direct anchorage, pull from mesialized first molar to an anchorage miniscrew

An appropriate screw is chosen according to the place of its insertion. Thickness of soft tissues is different in the maxilla and in the mandible. We can measure it precisely during the insertion with periodontal probe or a root endo-instrument. We can also use a modified sonograph. Soft tissue is thicker in the maxilla than in the mandible. The closer to apex the thicker the tissue [57]. The length of a screw and the length of its neck is chosen according to the area of insertion [5]. The bigger miniscrew head or neck, i.e. the part remaining outside bone tissue, affects primary stability of the miniscrew. In palatal area it is recommended to use miniscrews of bigger diameter to compensate for longer neck and head [58]. Strong miniscrews with short head appear to be the most appropriate.

Diameter

On the market we can find miniscrews of diameters between 1.1 mm and 2.5 mm. Thin screws lower the risk of harm done to roots during insertion. On the other hand, there is the risk of internal strain during insertion and removal which may result in a screw fracture.

Length

Miniscrews are made in different lengths. The choice of an appropriate length is given by the anatomy of the place of insertion. It depends especially on the thickness of soft tissues, alveolar process, and cortical layer. The values differ in the maxilla and in the mandible, moreover they are rather individual and typical for each individual.

Miyawaki [59] concluded that the length of a miniscrew has no clinical importance, Chen [60] infers from the torsion force applied during the removal of miniscrews that longer miniscrews are more stable. They are also appropriate at places with smaller amount of cortical bone. In case we plan to insert a miniscrew into



Obr. 2: Kombinace přímého a nepřímého kotvení. Minišroub je spojen rigidně pomocí parciálního oblouku se špičkem. Zároveň je ortodontický tah aplikován i přímo na minišroub.

Fig. 2: Direct and indirect anchorage combined. The miniscrew is firmly connected with canine by means of a partial arch. Orthodontic force is also applied directly to the miniscrew.

velmi tenká, bude stabilita záviset na spongiózní kosti a bude nutné použít delších šroubů [20].

Délka minišroubu má také vliv na reakci okolní kosti. Dle FEM studií vykazují minišrouby s délkou 6 mm výrazně menší stresové napětí než minišrouby kratší - s délkou 4mm [36].

Design pracovní hlavičky minišroubu

Design hlavičky minišroubu rozhoduje k jakým účelům lze šroub nejlépe využít. Většina výrobců minišroubů nabízí různé druhy hlaviček. Základním typem hlavičky je knoflík, a to buď kulatý, nebo častěji šestiúhelníkový, který je často ještě kombinován s dírkou přímo pod hlavičkou šroubu nebo v oblasti krčku šroubu. Za takovou hlavičku se snadno připevňuje elastický řetízek nebo kontrakční pružina, a minišroub tak slouží k přímému kotvení. Jiný typ hlavičky mají minišrouby používané k nepřímému kotvení. Většinou je pracovní část podobná ortodontickému zámku, v hlavičce nejčastěji ve tvaru šestiúhelníku jsou totiž dvě kolmé drážky imitující ortodontický zámek a jeho drážku. Dírka v krčkové oblasti šroubu způsobuje oslabení tohoto místa a zvyšuje riziko fraktury šroubu. Krček šroubu je celkově nejvíce namáhanou oblastí a pokud chceme snížit riziko zlomení v tomto místě, je nutné preferovat minišrouby s hlavičkou bez díry [61].

Dalším typem hlavičky je typ napodobňující systém dentálních implantátů. Do minišroubu zavedeného v kosti je možné připevnit - našroubovat abutment. Tento systém je dále vybaven přenosovým systémem a skrze otiskovací piny a laboratorní analogy lze dále doplnit individuálně laboratorně vyráběnými konstrukcemi aparátů [62]. Jedná se zejména o nejrůznější palatinální oblouky sloužící k nejčastěji k distalizaci [63, 64]. Nejrozšířenější značkou těchto minišroubů je Benefit systém designovaný Benedictem Wilmesem z university v Düsseldorfu.

Selhání minišroubu

Selhání minišroubu je asi největší hrozbou při práci s minišrouby v ortodontické praxi [18]. Mezi selhání minišroubu je nejčastěji řazeno jeho uvolnění z kosti, dále zvýšená pohyblivost, ale i lokální zánět. Nejčastěji je publikována hodnota 10 až 30 % selhání [59, 65]. Miyawaki došel k závěru, že nejčastěji selhávají minišrouby s průměrem 1 mm nebo menším [59]. Dalším faktorem je zatížení velkou ortodontickou silou. Je-li minišroub zatížen silou 300 cN roste podstatně riziko jeho selhání. Velký vliv má rovněž délka části minišroubu, která není umístěná v kosti. Čím je tato délka větší, tím rizikovější je použití vyšších sil [66].

Dalším faktorem zvyšujícím riziko selhání minišroubu je jeho zavedení do blízkosti kořene zubu [67, 68]. Zásadní roli v selhání minišroubu hraje špatná orální hygiena [69].

areas with thicker cortical layer, we can use shorter screws. Cortical bone itself is enough to achieve primary stability. On the other hand, in case cortical layer is very thin, stability will depend on spongy bone, and longer screws are recommended [20].

The length of a miniscrew affects the reaction of surrounding bone. According to FEM studies, miniscrews of 6 mm show significantly lower stress than shorter ones (4 mm) [36].

Design of miniscrew bolt head

The design of a miniscrew head affects the application of the miniscrew. Most producers offer a wide variety of head designs. The basic type is represented by button, either rounded, or (more often) hexagonal that is usually combined with a hole under the head or at the neck of a miniscrew. This type allows easy adjustment of elastic chain or contraction spring, and thus the miniscrew can be used for direct anchorage. Miniscrews used for indirect anchorage have a different type of head. The functional part is usually similar to orthodontic bracket - in the hexagonal head there are two perpendicular grooves imitating orthodontic bracket and its slot. The hole in the neck weakens this area, and increases the risk of a miniscrew fracture. The neck of a miniscrew is the area most strained, and therefore miniscrews with head without a hole are preferred [61].

Another type of head resembles the system of dental implants. Into a miniscrew inserted to the bone it is possible to adjust abutment. This type is also equipped with a translation system, and through impression pins and laboratory analogues it can be supplemented with individually produced constructions of appliances [62]. They are mostly various palatal arches used for distalization [63, 64]. The most widely used brand is Benefit system designed by Benedict Wilmes from the University of Düsseldorf.

Miniscrew failure

Failure of a miniscrew is the most serious problem in orthodontic practice [18]. By failure we mean loosening from the bone, increased mobility, and local inflammation. Authors give failure in 10 - 30% of cases [59, 65]. Miyawaki concludes that miniscrews of diameter 1 mm and less are those failing most frequently [59]. Another factor of failure is loading with a great orthodontic force. In miniscrews loaded with 300 cN the risk of failure increases significantly. The length of the part of a miniscrew that is outside the bone plays also an important role. The longer the part, the more risky the use of greater force [66].

Miniscrews inserted into the area close to a dental root are also often exposed to the risk of failure [67,

Použití minišroubů

Kotevní minišrouby lze ke kotvení využít dvěma různými způsoby. Můžeme je použít k tzv. nepřímému nebo přímému kotvení. Přímé kotvení znamená, že kotevní zařízení je zatíženo ortodontickou silou přímo, například tažnou pružinkou, nebo elastickým řetízem mezi minišroubem a posunovaným zubem (Obr. 1).

Nepřímé kotvení vzniká tak, že kotevní zařízení se pevně spojí do bloku s jedním či několika zuby, případně palatinálním obloukem a aktivní síla je aplikována přes tyto kotevní jednotky (Obr. 2).

Kontakt minišroubu s kořeny zubů

V roce 2008 Buschang publikoval průzkum mezi ortodontisty, který se týkal rozšíření mikrošroubů v terénní praxi. Zjistil, že 45 % dotázaných ortodontistů používá minišrouby v běžné praxi, ale sami je nezávádí. Jako hlavní důvod považuje většina z nich riziko poškození kořenů zubů [18].

Důvodem jsou samozřejmě anatomické poměry. Byla sice publikována tzv. bezpečná místa pro zavádění kotevních minišroubů [70] anatomie kořenů je však velmi individuální.

Největším rizikem pro zavedení minišroubu do kontaktu s kořenem zubu nebo přímo do kořene zubu je nezkušenost operátora [71].

Bylo dokumentováno několik případů poškození kořene zubu zavedeným kotevním minišroubem. Nejhorší variantou je perforace až do dřevné dutiny s následnou ztrátou vitality a prasklinou kořene [61].

Kontakt minišroubu s periodonciem zubu je poměrně častý. V retrospektivní studii kterou prováděl Kau s pomocí Cone Beam CT zjistil, že 65 % jím zavedených minišroubů bylo v kontaktu s periodonciem zubu. Takto vysoké procento přičítá nedokonalé přehlednosti standardních intraorálních rentgenových snímků, tedy špatně odečtené šířce mezikořenové vzdálenosti. O to více doporučuje analyzovat vhodná místa pro zavádění minišroubů na snímcích z Cone Beam CT [72]. Pokud dojde pouze ke kontaktu minišroubu a periodoncia zubu, případně povrchu kořene, začne se toto poškozené místo hojit z cementu kořene [73, 74]. Hojení obvykle začne do 4 a je hotovo do 12 týdnů od poškození. Na povrchu kořene zubu zůstane v místě poškození konkavita. Důvodem je rychlejší osteoblastická aktivita kosti oproti aktivitě cementoblastické [75].

V každém případě je doporučeno odstranění minišroubu, předejde se tak dalšímu možnému poškození. Maino et al. zkoušeli in vivo kontakt kořene zubu a minišroubu. K zavedení minišroubu posunovali premolár určený k extrakci z ortodontických důvodů. Na povrchu kořene extrahovaného premoláru poté našli resorpční kráter [76]. Pokud nám anatomické poměry

68]. However, the fundamental role in miniscrew failure is played by poor oral hygiene [69].

Application of miniscrews

Miniscrews can be used for anchorage in two ways. Direct anchorage means that the device is directly loaded with orthodontic force, e.g. by means of pull spring or elastic chain between a miniscrew and the tooth moved (Fig. 1).

Indirect anchorage is formed by firm connection of anchorage with one or more teeth, or with a palatal arch, and the active force is applied through these units of anchorage (Fig. 2).

Contact of a miniscrew with roots

In 2008 Buschang published his survey amongst orthodontists aimed at the use of miniscrews in practice. 45% of respondents commonly used miniscrews, however, they did not insert them. The main risk reported was damaged dental roots [18]. This is, of course, due to their anatomical structure. Though the so-called safe areas for miniscrews insertion were described and published [70], the dental roots anatomy is rather individual. A less experienced surgeon can insert a miniscrew so that it makes contact with a dental root, or directly into the root [71]. Several cases of damaged dental roots with anchoring miniscrews were reported. The most severe damage is represented by perforation into pulpal cavity followed by the loss of vitality and fracture of the root [61].

The contact between a miniscrew and a dental periodontium is rather frequent. In the retrospective study using Cone Beam CT, Kau found out that 65% of miniscrews he himself inserted were in contact with periodontium. The high proportion results from imperfect standard intraoral x-rays, i.e. erroneously read distance between the roots. Therefore, he strongly recommends to analyze appropriate locations for miniscrews insertion with Cone Beam CT [72]. In case there is only the contact between a miniscrew and a tooth periodontium, or its root surface, the injured place starts to heal from the root cement [73, 74]. Healing usually starts by the fourth week after the injury, and is completed by the twelfth week. At the point of injury on the root surface there is a concavity. This is due to greater osteoblastic activity of the bone, compared to cementoblastic activity [75].

The removal of a miniscrew is always recommended to prevent further potential injury. Maino et al. examined the contact between a dental root and a miniscrew in vivo. They moved a premolar to be extracted for orthodontic reasons toward the inserted miniscrew. On the root of the extracted premolar they later found a resorption crater [76]. In case the anatomical condi-

nedovolují bezpečně zavést minišroub mezi kořeny zubů, je možné si pomoci fixního ortodontického aparátu upravit pozici kořenů jejich napřímením [77]. Řada ortodontistů nepoužívá při zavádění minišroubu lokální anestezii. Zavádí minišroub pouze v topické anestezii. Bolestivá reakce pacienta poté varuje před zavedením minišroubu do blízkosti kořene zubu [78]. Zkušený operátor pozná, že se minišroub dostal přímo do kořene zubu změnou odporu tkáně a nutným zvýšením zaváděcí torzní síly [37, 79, 80].

Závěr

Nejdůležitější informace pro použití kotevních miniimplantátů v ortodontické léčbě lze shrnout takto:

- ortodontické miniimplantáty se používají se k redukci recipročního působení ortodontického aparátu a poskytují tak tzv. absolutní kotvení
- ortodontické miniimplantáty si může snadno zavádět sám ortodontista v průběhu léčby fixním aparátem
- miniimplantáty lze stejně tak snadno vyjmout
- ortodontické miniimplantáty lze zatížit okamžitě po jejich zavedení, není nutné čekat na jejich vhojení
- pro dosažení primární stability minišroubu potřebujeme co největší množství kortikální kosti v kontaktu se závití miniimplantátu. Zavedením minišroubu do horní čelisti šikmo k povrchu alveolární kosti a apikálním směrem, umístíme minišroub do míst s větším množstvím kortikalis a většími mezikořenovými prostory
- největší riziko selhání minišroubu je při umístění do těsné blízkosti kořenů zubů.
- zánětlivé zduření dásně v okolí minišroubu může vést k jeho předčasnému uvolnění

Autor nemá komerční, vlastnické nebo finanční zájmy na produktech nebo společnostech popsaných v tomto článku.

tions are not favourable, fixed orthodontic appliance can be used to adjust roots position (uprifting) [77]. A number of orthodontists do not use local anaesthesia during a miniscrew insertion; they use only topical anaesthesia. The painful reaction of a patient then prevents miniscrew insertion close to a dental root [78]. An experienced dentist recognizes when a miniscrew penetrates directly into a tooth root as the tissue resistance changes and insertion torque must be increased [37, 79, 80].

Conclusion

The most important information on the use of anchoring mini-implants in orthodontic treatment may be summarized as follows:

- Orthodontic mini-implants are used to reduce reciprocal effect of orthodontic appliance, and thus they provide the so-called absolute anchorage
- Orthodontic mini-implants are easy to insert, and an orthodontist can apply them during the treatment with fixed appliance
- Mini-implants are easy to remove
- Orthodontic mini-implants can be loaded immediately after their insertion
- To achieve primary stability of a miniscrew, as much of cortical bone contacting threads of a minii-implant as possible is needed. When we insert a miniscrew in the maxilla obliquely to alveolar bone surface and in apical direction, we place a miniscrew into the area with greater amount of cortical bone and greater spacing between roots
- The risk of a miniscrew failure is greatest when the miniscrew is placed close to dental roots
- Inflammation and swelling of gums near to a miniscrew may lead to its premature loss

Author has no commercial, proprietary or financial interest in products or companies mentioned in the article.

Literatura/ References

1. Marek, I.; Starosta, M.: Řešení supraokluze molárů intruzí ke kotevním mikrošroubům. LKS, 2010, 20, č. 1, s. 8-15.
2. Wilmes, B.; Rademacher, C.; Olthoff, G.; Drescher, D.: Parameters affecting primary stability of orthodontic miniimplants. J. orofac. Orthop. 2006, 67, č. 3, s. 162-174.
3. Creekmore, T. D.; Eklund, M. K.: The possibility of skeletal anchorage. J. clin. Orthodont. 1983, 17, č. 4, s. 266-269.
4. Kanomi, R.: Mini-implant for orthodontic anchorage. J. clin. Orthodont. 1997, 31, č. 11, s. 763-767.
5. Costa, A.; Raffaini, M.; Melsen, B.: Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. Int. J. Adult Orthodont. Orthognath. Surg. 1998, 13, č. 3, s. 201-209.
6. Ohnishi, H.; Yagi, T.; Yasuda, Y.; Takada, K.: A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. Angle Orthodont. 2005, 75, č. 3, s. 445-452.
7. Roth, A.; Yildirim, M.; Diedrich, P.: Forced eruption with microscrew anchorage for preprosthetic leveling of the gingival margin. J. orofac. Orthop. 2004, 65, s. 513-519.
8. Park, H. S.; Kwon, T. G.: Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. Angle Orthodont. 2004, 74, č. 5, s. 703-710.
9. Kyung, H. M.; Park, H. S.; Bae, S. M.; Sung, J. H.; Kim, I. B.: Overview development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. J. clin. Orthodont. 2003, 37, č. 6, s. 321-328.
10. Cope, J.: OrthoTADs: the clinical guide and atlas. Under Dog Media, Dallas 2007.

11. Papadopoulos, M., Tarawneh, F.: The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2007, 103, s. e6-e15.
12. Galli, C.; Piemontese, M.; Ravanetti, F.; Lumett, S.; Passeri, G.; Gandolfini M.; Macaluso G.: Effect of surface treatment on cell responses to grades 4 and 5 titanium for orthodontic mini-implants, *Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop.* 2012, 141, s. 705-714.
13. Bilder, J.: Obecná a forezní rizika orální implantologie. *Prakt. zubní Léč.* 1994, č. 4, s.131-132.
14. Roberts, E. W.; Marshall, K. J.; Mozsary, P. G.: Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthodont.* 1990, 60, č. 2, s. 135-152.
15. Suzuki, E.; Suzuki, B.: Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants, *Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop.* 2011, 139, s. 669-678.
16. Deguchi, T.; Takano, T., Kanomi, R.; Hartsfield, J. K.; Roberts, W. E; Garetto, L. P.: The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J. dent. Res.* 2003, 82, s. 377-381.
17. Melsen, B.; Costa, A.: Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin. Orthod. Res.* 2000, 3, č. 1, s. 23-28
18. Buschang, P. H., Carrillo, R.; Ozenbaugh, B.; Rossouw, P. E.: 2008 survey of AAO members on miniscrew usage. *J. clin. Orthodont.* 2008, 42, č. 9, s. 513-518.
19. Piattelli; Trisi, P.; Romasco, N.; Emanuelli, M.: Histologic analysis of a screw implant retrieved from man: Influence of early loading and primary stability. *J. oral Implantol.* 1993, 19, č. 4, s. 303-306.
20. Melsen, B.: Mini-implants: Where are we? *J. clin. Orthodont.* 2005, 39, č. 9, s. 539-547.
21. Cornelis, M. A.; Scheffler, N. R.; De Clerck, H. J.; Tulloch, J. F. C.; Behets, C. N.: Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. *Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop.* 2007, 131, č. 4, Suppl. 1, S52-S58.
22. Baumgaertel, S; Hans, M.: Buccal cortical bone thickness for mini-implants placement. *Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop.* 136, s. 230-235.
23. Wilmes, B.; Drecher, D.: 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.* 2011, 40, s. 697-703.
24. Pithons, M; Nojima, M; Nojima, L.: Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 2012, 113, s. 748-754.
25. Park, J.; Cho, H. J.: Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop.* 2009, 136, s. 314.e1-314.e12.
26. Motoyoshi, M. ; T. Yoshida ; A. Ono ; Shimizu, N.: Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants .* 2007, 22, s. 779-784.
27. Marquezan, M.; Gomes, M.; Araujo, M.; Nojima, M.: Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Braz. Oral. Res.* 2011, 25, s. 427-432.
28. Holm, L.; Cunningham, S.; Petrie, A., Cousley, R.: An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants, *Angle Orthodont.* 2012, 82, s. 1022-1028.
29. Wei, X.; Zhao, L; Xu, Z; Tang, T; Zhao, Z.: Effect of cortical bone thickness at different healing times on microcrew stability, *Angle Orthodont.* 2011, 81, s. 760-766.
30. Kim, H. J.; Yun, H. S.; Park, H. D.; Kim, D. H.; Park Y. Ch.: Soft-tissue and cortical - bone thickness at orthodontic implant sites. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2006, 130, s.177-182.
31. Farnsworth, D.; Rossouw, P.; Ceen, R.; Buschang, P.: Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2011, 139, s. 495-503.
32. Baumgaertel, S.: Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 140, s. 806-811.
33. Wilmes, B.; Su, Y.; Drescher, D.: Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthodont.* 2008, 78, s. 1065-1070.
34. Heo; Cho K.; Baek S.: Angled-predrilling depth and mini-implants shape effects on the mechanical properties of self-drilling orthodontic mini-implants during the angled insertion procedure. *Angle Orthodont.* 2012, 82, s. 881-888.
35. Zhao L.; Xu Z.; Wei X.; Zhao Z.; Yang Z.; Zhang L.; Li J.; Tang T.: Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: A microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2011, 139, s. 628-635.
36. Nanda, R.; Uribe, F. A.: Temporary anchorage devices in orthodontics. Mosby, St. Louis, 2009.
37. Cheng, S. J.; Tseng, I. Y.; Lee, J. J.; Kok, S. H.: A prospective study of the risk factors associated with failure of miniimplants used for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2004, 19, č. 1, s. 100-6.
38. Kim, T. W.; Kim, H.: Clinical Application of Orthodontic Mini-implant. Myung Mun Publishing, 2008, Seoul, Korea.
39. Wilmes, B.; Su, Y. Y.; Sadigh, L.; Drescher D.: Pre-drilling force and insertion torques during orthodontic mini-implant insertion in relation to root contact. *J. orofac. Orthop.* 2008, 69, č. 1, s. 51-58.
40. Baumgaertel, S.: Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants? *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2010, 137, č. 6, s. 825-829.
41. Friberg, B.; Sennerby, L.; Roos, J.; Lekholm, U.: Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin. Oral Implant. Res.* 1995, 6, s. 213-219.
42. Florvaag, B.; Kneuert, P.; Lazar, F.; Koebke, J.; Zöller, J. E.; Braumann B, et al.: Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J. Orofac. Orthop.* 2010, 71, č. 1, s. 53-67.

43. Büchter, A.; Kleinheinz, J.; Wiesmann, H. P.; Kersken, J.; Nienkemper, M.: Weythrother H. von et al.: Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin. Oral. Implants Res.* 2005, 16, č. 1, s. 1-8.
44. Wawrzinek, C.; Sommer, T.; Fischer-Brandies, H.: Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J. orofac. Orthop.* 2008, 69, s. 121-134.
45. Lee, N. K.; Baek, S. H.: Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2010, 138, č. 1, s. e1-e.8
46. Motoyoshi, M.; Hirabayashi, M.; Uemura, M.; Shimizu, N.: Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin. Oral Implants. Res.* 2006, 17, č. 1, s. 109-114.
47. Chaddad, K.; Ferreira, A. F. H.; Geurs, N.; Reddy, M. S.: Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthodont.* 2008, 78, č. 1, s. 107-113.
48. Dalstra, M., Cattaneo, P., Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics.* 2004, č. 1, s. 53-62.
49. Cattaneo, P.; Dalstra, M.; Melsen, B.: Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: An animal study, *Int. J. Oral Maxillofac. implants.* 2007, 22, s. 213-225.
50. Massey, C. H.; Kontogiorgos, E.; Taylor, R.; Opperman, L.; Dechow, P.; Bushang, P.: Effect of force on alveolar bone surrounding miniscrew implant: A 3-dimensional microcomputed tomography study. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2012, 142, s. 32-44.
51. Lee, J. S.; Kim, J. K.; Park, Y. C.; Vanarsdall, R. L.: Applications of orthodontic mini implants. *Quintessence Publ.*, 2007, s. 8-10.
52. Carano, A.; Velo, S.; Leone, P.; Siciliani, G.: Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J. clin. Orthodont.* 2005, 1, č. 1, s. 9-12.
53. Yadav, S.; Upadhyay, M.; Liu, S.; Roberts, E.; Neace, W.; Nanda, R.: Microdamage of the cortical bone during mini-implants insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2012, 141, s. 538-546.
54. Cehreli, S.; Ozcirpici, A.: Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2012, 141, s. 187-195.
55. Wilmes, B.; Ottenstreuer, Y. S.; Drescher, D.: Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J. orofac. Orthop.* 2008, 69, s. 42-50.
56. Motoyoshi, M.; Yano, S.; Tsuruoka, T.; Shimizu, N.: Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005, 16, s. 480-485.
57. Cha, B.; Lee, Y.; Lee, N.; Choi, D.; Baek, S.: Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. *Angle Orthodont.* 2008, 78, č. 3, s. 403-408
58. Duaibis, R.; Kusnoto, B.; Natarajan, R.; Zhao, L.; Evans, C.: Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrews implants. A three-dimensional finite element study. *Angle Orthodont.* 2012, 82, s. 875-880.
59. Miyawaki, S.; Koyama, I.; Inoue, M.; Mishima, K.; Sugahara, T.; Takano-Yamamoto, T.: Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2003, 124, č. 4, s. 373-378.
60. Chen, Y. J.; Chen, Y. H.; Lin, L. D.; Yao, C. C.: Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage - a preliminary report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2006, 21, č. 2, s. 283-289.
61. Singh, S.; Mogra, S.; Shetty, V. S.; Shetty, S.; Philip, P.: Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2012, 141, s. 327-336.
62. Wilmes, B.; Drescher, D.: Benefit - A mini-implants system with interchangeable abutments. *J. Clin. Orthodont.* 2008, 42, s. 574-580.
63. Wilmes, B.; Drescher, D.; Nienkemper, M.: Beneplate - A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J. Clin. Orthodont.* 2009, 43, s. 494-501.
64. Wilmes, B.; Drescher, D.: Application and effectiveness of the Beneslider. A device to move molars distally. *World J. Orthodont.* 2010, 11, s. 331-340.
65. Cacciafesta, V.; Bumann, A.; Cho, H. J.; Graham, J. W.; Paquette, D. E.; Park H-S.: *J. Clin. Orthodont.* 2009; 43, č. 6, s. 365-378.
66. Büchter, A.; Wiechmann, D.; Koerdt, S.; Wiesmann, H.P.; Piffko, J.; Meyer, U.: Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin. Oral Implants Res.* 2005, 16, č. 4, s. 473-479.
67. Kuroda, S.; Yamada, K.; Deguchi, T.; Hashimoto, T.; Kyung, H. M.; Takano-Yamamoto, T.: Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2007, 131, č. 4, Suppl. 1, S68-73.
68. Asscherickx, K.; Vande Vannet, B.; Wehrbein, H.; Sabzevar, M.M.: Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots. *Eur. J. Orthodont.* 2008, 30, č. 4, s. 330-335.
69. Cheng, S. J.; Tseng, I. Y.; Lee, J. J.; Kok, S. H.: A prospective study of the risk factors associated with failure of miniimplants used for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2004, 19, č. 1, s. 100-106.
70. Poggio, P. M.; Incorvati, C.; Velo, S.; Carano, A.: „Safe Zones“: A guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthodont.* 2006, 76, s. 191-197.
71. Cho, U. H.; Yu, W.; Kyung, H. M.: Root contact during drilling for microimplant placement affect of surgery site and operator expertise. *Angle Orthodont.* 2010, 80, č. 1, s. 130-136.
72. Kau, Ch. H.; English, J. D.; Muller-Delgado, M. G.; Hamid, H.; Ellis, R. K.; Winklemann, S.: Retrospective cone-beam computed tomography evaluation of temporary

- anchorage devices. Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop. 2010, 137, s. 166.e1-166.e5.
73. Cho, U. H.; Yu, W.; Kyung, H. M.: Root contact during drilling for microimplant placement affect of surgery site and operator expertise. Angle Orthodont. 2010, 80, č. 1, s. 130-136.
74. Renjen, R.; Maganzini, A. L.; Rohrer, M. D.; Prasad, H. S.; Kraut, R. A.: Root and pulp response after intentional injury from miniscrew placement. Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop. 2009, 136, č. 5, s. 708-714.
75. Chen, Y. H.; Chang, H. H.; Chen, Y. J.; Lee, D.; Chiang, H. H.; Yao, C. C. J.: Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: An animal study. Clin. Oral Implants Res. 2008, 19, č. 1, s. 99-106.
76. Maino, B. G.; Weiland, F.; Attanasi, A.; Zachrisson, B. U.; Buyukyilmaz, T.: Root damage and repair after contact with miniscrews. J. Clin. Orthodont. 2007, 41, č. 12, s. 762-766.
77. Roncone, C. E.: Complications encountered in temporary orthodontic anchorage device therapy. Sem. Orthodont. 2011, 17, č. 2, s. 168-179.
78. Costello, B. J.; Ruiz, R. L.; Petrone, J.; Sohn, J.: Temporary skeletal anchorage devices for orthodontics. Oral Maxillofac. Surg. Clin. North. Am. 2010, 22, č. 1, s. 91-105.
79. Brisceno, C. E.; Rossouw, P. E.; Carrillo, R.; Spears, R.; Buschang, P. H.: Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants. Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop. 2009, 135, č. 3, s. 292-301.
80. Hajník O., Kořová M., Kotevní minišrouby v ortodoncii. 1. Přehled problematiky. Ortodoncie, 2008, 17, č. 2, s. 28-36.

MUDr. Vladimír Filipi
Stomatologická klinika FN u sv. Anny
Pekařská 53, 656 91 Brno



ORTHO EXPRESS v spolupráci s **LF Univerzity P.J. Šafárika**

Vás pozývajú do Košíc na prednášku:



Dr. Julia Garcia-Baeza



24. – 25. 10. 2014

CCO – Complete Clinical Orthodontics

Pokročilá straight wire mechanika a estetika.

Bližšie informácie na známych adresách a telefónoch:

OrthoExpress SK

✉ sk@orthoexpress.sk

☎ 02-43711127, 0903411887,
0905391501, 948141209

OrthoExpress CZ

✉ info@orthoexpress.cz

☎ 543210617, 603887379