

**MASARYKOVA UNIVERZITA
LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

DISERTAČNÍ PRÁCE

**MASARYKOVA UNIVERZITA
LÉKAŘSKÁ FAKULTA
STOMATOLOGICKÁ KLINIKA**

KOTEVNÍ IMPLANTÁTY V ORTODONCIÍ
Disertační práce v oboru Stomatologie

Školitel:
Prof. MUDr. Jiří Vaněk CSc.

Autor:
MUDr. Vladimír Filipi

Brno, 2013

Úvod: Cílem praktické části této práce bylo změřit tloušťku kortikální kosti a alveolárního výběžku v místech nejčastější inzerce miniimplantátů používaných v průběhu ortodontické léčby. Měření byla prováděna na snímcích z cone-beam CT. **Metody:** 3-dimensionální snímky 60 dospělých pacientů (30 mužů, 30 žen, průměrný věk 28,6 roku) byly nastaveny v prohlížečím programu dle standardního protokolu. Vestibulární kortikální vrstva kosti byla měřena v horní čelisti v místech mezi špičákem a prvním molárem. Palatinální kortikalis byla měřena v horní čelisti v místech mezi špičákem a druhým molárem. Celková šířka alveolárního výběžku byla měřena v dolní čelisti v místech mezi špičákem a prvním molárem. Všechny měření byla provedena ve třech měřících výškách stanovených od cementosklovinné hranice (CEJ). **Výsledky:** Vestibulární tloušťka kortikalis v horní čelisti byla od 0,45 mm do 2,3 mm, palatinální kortikalis byla od 0,47 mm do 3,21 mm. Alveolární výběžek dolní čelisti byl změřen v rozsahu 6,01 mm do 13,55 mm s tendencí zvětšující se šířky směrem od CEJ k apexům zubů. **Závěr:** V horní čelisti lze očekávat tloušťku vestibulární a palatinální kortikalis 1 mm. Největší šířka byla naměřena mezi druhým premolárem a prvním molárem. Bezpečná délka miniimplantátu zaváděného do dolní čelisti je 6 až 8 mm. K bikortikálnímu zavedení do úzkého alveolu doporučujeme délku miniimplantátu 8 mm. **Klíčová slova:** miniimplantát, vestibulární kortikalis, tloušťka alveolu, cone beam CT,

Introduction: The objective of this retrospective study was to measure thickness of cortical bone and alveolar proces width at prospective miniimplant placement sites in order to understand both safety and stability aspects of miniimplant placement by using cone-beam CT images. **Methods:** 3-dimensional images of 60 adult patients (30 men, 30 woman, mean age 28,6 years) were reoriented by using a standardized protocol. Buccal cortical bone thickness was measured in upper jaw from canine to first molar, palatal cortical bone was measured in upper jaw from canine to second molar, alveolar width in lower jaw from canine to first molar. Measurements were done at 3 different vertical levels from the cemento enamel junction (CEJ). **Results:** Maxillary buccal cortical bone thickness was 0,45mm to 2,3mm. Maxillary palatal cortical bone thickness was 0,47 mm to 3,21 mm. Mandibular alveolar proces width was 6,01 to 13,55 mm and tend to increase from CEJ to apex. **Conclusions:** In maxillary alveolar process 1 mm cortical bone thickness can be expected from buccal and palatal side. Best values were find between second premolar and first molar. Safe length for miniimplant in mandible is 6 to 8 mm, for bicortical placement in thin alveolar proces is recommended length 8 mm. **Key words:** miniimplant, buccal cortical bone, alveolar process width, cone beam CT

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně pod vedením prof.
MUDr. Jiřího Vaňka CSc. s využitím zdrojů uvedených v soupisu literatury.

.....

Děkuji prof. MUDr. Jiřímu Vaňkovi CSc. za odborné vedení mé práce a podporu během studia. Své rodině děkuji za zázemí, podporu a lásku.

Obsah

1. Úvod a cíl práce.....	9
1.1. Úvod	9
1.2. Cíl práce.....	10
2. Teoretická část	11
2.1 Historický vývoj kotevních implantátů.....	11
2.2 Definice a rozdělení dočasných kotevních zařízení.....	13
2.2.1 Rozdělení.....	14
2.3 Retromolární implantát.....	16
2.4 Palatinální implantát.....	17
2.5 Onplant.....	18
2.6 Kotevní destičky	18
2.7 Kotevní minišrouby.....	19
2.7.1 Definice.....	19
2.7.2 Biokompatibilita materiálů	21
2.7.3 Osseointegrace	22
2.7.4 Primární stabilita.....	23
2.7.5 Denzita kosti a tloušťka kortikalis.....	24
2.7.6 Torzní síla při zavádění.....	29
2.7.7 Reakce okolní kostní tkáně na minišrouby.....	31

2.7.8 Design závitů a tvar šroubu.....	32
2.7.8.1 Krček šroubu.....	34
2.7.8.2 Průměr.....	35
2.7.8.3 Délka.....	36
2.7.8.4 Design pracovní hlavičky minišroubu.....	37
2.7.9 Selhání minišroubu.....	39
2.7.10 Použití minišroubů.....	39
2.7.10.1 Indikace.....	41
2.7.10.2 Kontraindikace.....	44
2.7.11 Vhodná místa pro zavádění minišroubů.....	45
2.7.12 Kontakt minišroubu s kořeny zubů.....	51
2.7.13 Zavádění kotevních minišroubů.....	53
2.7.14 Protokol zavádění.....	55
2.7.15 Vyjmutí minišroubu.....	57
3. Praktická část I.	58
3.1. Cíl.....	58
3.2. Materiál a metodika.....	59
3.2.1. Materiál	59
3.2.2. Metodika.....	60
3.2.2.1 Analýza tloušťky vestibulární kortikalis v laterálních úsecích horní čelisti.....	61
3.2.2.2 Analýza tloušťky kortikální kosti v horní čelisti palatinálně.....	62
3.2.2.3 Analýza celkové šířky alveolárního výběžku dolní čelisti v místech mezi kořeny zubů v laterálním úseku	63

3.2.2.4 Statistické metody	64
3.3. Výsledky.....	65
3.3.1. Výsledky analýzy tloušťky vestibulární kortikalis v laterálních úsecích horní čelisti	66
3.3.2. Výsledky analýzy tloušťky kortikální kosti v horní čelisti palatinálně.....	68
3.3.3. Výsledky analýzy celkové šířky alveolárního výběžku v laterálním úseku dolní čelisti v místech mezi kořeny zubů	71
3.4. Diskuze	74
4. Praktická část II. – Kazuistiky.....	81
5. Závěr	97
6. Seznam literatury.....	98
7. Seznam obrázků.....	110
8. Seznam tabulek.....	114
9. Seznam odborných publikací autora.....	115
10. Souhrn poznatků disertační práce.....	118

1. Úvod a cíl práce

1.1 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 průběhu 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 hojení [1]. Minišrouby lze navíc 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, ale není design to nejzásadnější. Naopak od tzv. primární stability. Tu určuje především místo, kam je minišroub zaváděn. Detailně pak množství kortikální kosti a velikost mezikořenových vzdáleností. Oboje je možné s přesností změřit na snímcích z výpočetní tomografie (CT). Její modifikace tzv. Cone Beam CT je dostupnou zobrazovací technikou poskytující přesné třídimensionální informace o zobrazovaných tkáních.

1.2 Cíl práce

Cílem práce je:

V teoretické části :

- shrnout informace o dočasných kotevních zařízením používaných v ortodoncií

V praktické části:

- na souboru 60 pacientů vyšetřených na přístroji s Cone Beam

technologii zjistit tloušťku vestibulární a palatinální kortikalis v laterálním úseku horní čelisti

- na stejném souboru pacientů změřit tloušťku alveolárního výběžku dolní čelisti v

okolí zubů v laterálním úseku

- na klinických případech demonstrovat využití kotevním miniimplantů v

ortodontické praxi

2. Teoretická část I.

2.1 Historický vývoj kotevních implantátů

Myšlenka použít 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 (Temporary anchored device – TAD), můžeme dle jejich vývoje dělit do dvou skupin. První skupinu tvoří zařízení vývojově vycházející z oseointegrovaných 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 osteointegrace, stejně jako u dentálních implantátů. Dentální implantát zavedený v místě chybějícího pilíře lze rovněž použít dočasně k ortodontickému kotvení (obr. 1). 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.



Obr. 1: Panoramatický snímek pacientky se zavedeným dentálním implantátem do reg .36 a aktivním ortodontickým perem napřimující a mesializující třetí molár do místa druhého moláru.

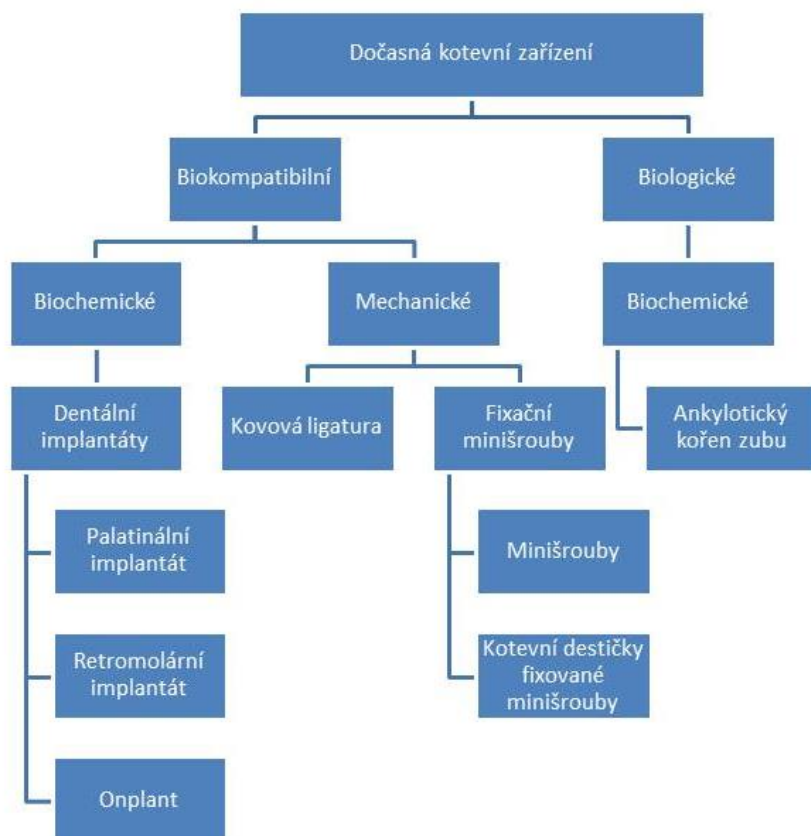
Druhou skupinu tvoří zařízení odvozené od chirurgických minišroubů, použité poprvé Creekmorem a Eklundem, a později popsané Kanomim a Costou. Hlavním rozdílem od dentálních implantátů je princip kotvení, kortikální mechanické kotvení oproti osteointegraci, menší velikost v průměru, hladký povrch a možnost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

2.2 Definice a rozdělení 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 - microcrew** [7], **mikrošroubový implantát – microcrew 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 ortodoncií 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].

2.2.1 Rozdělení

Nejjednodušší rozdělení je na oseointegrovaná kotevní zařízení a na zařízení s mechanickou retencí (viz kapitola 2.1 Historický vývoj). Přehled všech dočasných kotevních zařízení ukazuje přehledně obrázek č.2.



Obr.2: Přehledné rozdělení dočasných kotevních zařízení .Převzato z Cope J., OrthoTADs: the clinical guide and atlas, Under Dog Media, Dallas, 2007 [10].

Dočasná kotevní zařízení lze dělit i jinak. Hajník ve své odborné práci vycházel ze skutečnosti, že pro ortodontistu je důležitější spíše rozlišení, jakým způsobem se skeletální kotvení používá a především, jaká chirurgická intervence je s ním spojená [11]. Od toho se poté odvíjí obtížnost zavádění i vyjímání kotevního zařízení. Navrhuje proto dělení na kotevní zařízení historická či nepoužívaná, chirurgicky složitá a chirurgicky jednoduchá (obr.3)



Obr.3: Přehledné rozdělení minišroubů. Převzato z Hajník O., Kořová M., Kotevní minišrouby v ortodoncii- Přehled problematiky, *Ortodoncie*, 2008, č.2, s. 28-36 [11]

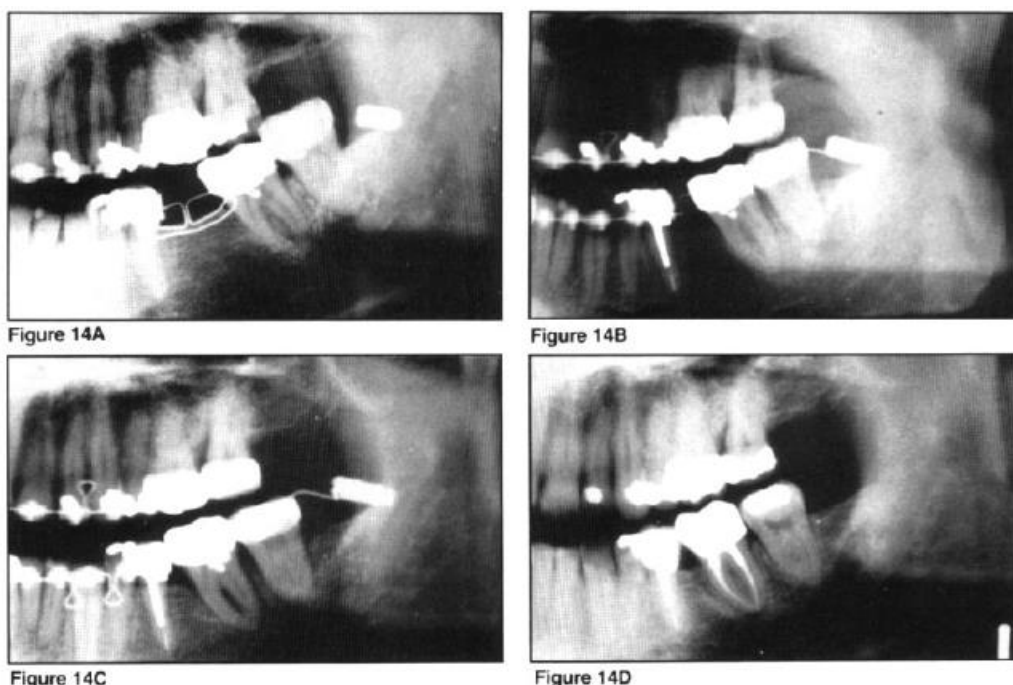
Drátěnou kotevní ligaturu a kotevní destičky je nutné zavádět a vyjímat jen po odklopení mukoperiostálního laloku. Pokud si tyto výkony neprovádí ortodontista sám, jak je tomu ve většině případů, je nutné přizvat k výkonu dentoalveolárního chirurga [12].

U **palatinálního implantátu** je povrch upraven pro oseointegraci a při zavádění je nutné počítat s chirurgickou fází za pomoci speciálního implantologického instrumentaria. Palatinální implantát je možné vyjmout pouze s použitím trepanu, kdy je třeba tělo implantátu odvrtnout od kosti.

Kotevní minišrouby naproti tomu 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 celou proceduru ještě zjednodušilo.

2.3 Retromolární implantát

Tento dentální implantát speciálně upravený pouze pro ortodontické využití prezentoval Roberts [13]. Detailně popsal využití malého implantátu zavedeného do oblasti třetího moláru. Po jeho oseointegraci byl použit k mesializaci druhého a třetího moláru (obr.4).



Obr.4: Obrázek demonstruje použití speciálního retromolárního implantátu k mesializaci molárů. Převzato z 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 . [13].

2.4 Palatinální implantát

Palatinální ortodontický implantát odpovídá protetickému implantátu velikostí i úpravou povrchu pro oseointegraci. Indikací k použití patrového implantátu není mnoho [14]. Jedna je ovšem zásadní. Zubní oblouk v horní čelisti zkrácený o moláry oboustranně a nutná distalizace premolárů, špičáků, respektive retrakce frontálních zubů u II.třídy dle Anglea s velkým incizálním schůdkem. Další indikací je tvorba kosti pro implantaci ortodontickým pohybem zubů v distálním úseku chrupu. Jedná se o tzv. distalizaci bez pilíře [14]. Palatinální implantát je vhodný především v těch situacích, kdy je nutné docílit komplikovanějšího ortodontického pohybu, zejména pomocí nepřímého kotvení (Obr.5). Nevýhoda palatinálního implantátu je ve složitější proceduře zavádění, k níž je třeba implantologického instrumentária. Dále je i finančně náročnější, cena se blíží ceně za klasický dentální implantát.



Obr.5: Palatinální implantát spojený individuálně zhotoveným třmenem s premoláry zajišťuje maximální kotvení ortodontických sil. S laskavým svolením MUDr. Ivo Marka PhD.

2.5 Onplant

Podobně jako palatinální implantáty byl onplant prezentován na začátku devadesátých let minulého století [15]. Jedná se o zařízení speciálně určené k umístění na tvrdé patro, a to ne k zavrtání do kosti, ale pouze k uložení na její povrch. Jedná se o tenký disk (2mm vysoký a 10 mm v průměru). Proces zavádění měl dvě fáze. Nejdříve byl onplant umístěn pod patrovou sliznici přímo na povrch kosti. Následně za 4 měsíce, po jeho oseointegraci, byl onplant odkryt a doplněn o ortodontický attachment. V literatuře najdeme kazuistiky použití onplantu.[15,16]. Ve srovnání s minišrouby je proces zavádění mnohem složitější a celkové náklady a čas nutný k ošetření je větší.

2.6 Kotevní destičky

Ortodontické skeletální kotvení pomocí kostních destiček – „miniplatů“ poprvé prezentoval Sugawara v roce 1992. V současnosti existuje na trhu řada modifikací, neliší se v části, která přiléhá ke kosti, ale v části směřující do úst. Varianta " pracovní části " destičky předurčuje způsob jejího použití a aplikaci ortodontické síly (Obr. 6). Zavádění kotevní destičky je chirurgický výkon, vyžaduje zkušeného dentoalveolárního chirurga a základní chirurgické vybavení. Po odklopení mukoperiostálního laloku je destička připevněna do kortikalis pomocí fixačních šroubků. Nejčastější umístění je ve vestibulu, výjimkou je příklad „C – palate plate“, který se umísťuje na patro. Tyto systémy se obvykle zatěžují po uplynutí doby 2 - 3 týdnů, kdy se čeká na zhojení měkkých tkání [17].



Obr.6: Příklad kotevní destičky vč. fixačních minišroubů, pracovní část lze dle potřeby zkrátit nebo zahnout.

2.7 Kotevní minišrouby

2.7.1 Definice

Klinicky ideální minišroub lze definovat asi takto: je biokompatibilní, dostupný v různých délkách a v s různými typy pracovní hlavičky, jde jednoduše aplikovat a stejně tak odstraňovat, lze jej okamžitě po zavedení zatížit ortodontickou silou, a je cenově dostupný [18]. 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

Seznam nejrozšířenějších minišroubů v abecedním pořadí

Produkt	Výrobce	Internetové stránky výrobce
Aarhus Anchorage Systém	ScanOrto, Dánsko	www.aarhus-mini-implant.com
AbsoAnchor Systém	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 systém	Jeil Medical Corporation, Korea	www.jeilmed.co.kr
Miniscrew Anchorage Systém (M.A.S.)	Micerium, Itálie	www. Micerium.it
Orthodontic Mini Implant	Leone S.p.A., Itálie	www.leone.it
Spider Screw Anchorage Systém	HDC, Itálie	www.hdc-italy.com
Temporary Mini Orthodontic Anchorage Systém (TOMAS)	Dentaurum, Německo	www.dentaurum.de
Unitek TAD	3M Unitek, USA	www.3Munitek.com
Universal Skeletal Anchorage Systém	Stryker Corporation, USA	www.stryker.com

Tab.1: Seznam nejrozšířenějších minišroubů

2.7.2 Biokompatibilita materiálů

Ortodontické minišrouby jsou vyráběny z aloplastických materiálů. Jejich zavedení do kosti je provázáno reakcí s touto vitální biologickou tkání, kterou nazýváme biokompatibilitou. Obecně implantační materiály rozdělujeme z hlediska biokompatibility na biotolerantní, bioaktivní a bioinertní. Hledání ideálních implantačních materiálů a zkoumání jejich vlastností provází celý vývoj dentální implantologie [19]. Reprezentantem biotolerantních materiálů jsou některé kovy a jejich slitiny (např. nerezavějící ocel nebo slitina na bázi kobaltu – Vitallium). Jsou tkáněmi tolerovány, ale dochází u nich k fibrointegraci. Jedná se o vznik různě silné spojovací vazivové vrstvy mezi kostí a implantátem. Dalším problémem biotolerantních materiálů je koroze, při které dochází k povrchové dezintegraci materiálu. Kovové ionty přestupují do tkáně, kde mohou působit toxicky a iritačně. Biologicky plně akceptovatelné jsou materiály bioinertní. Vhojují se bez spojovací vazivové vrstvy tzv. oseointegrací. 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 :

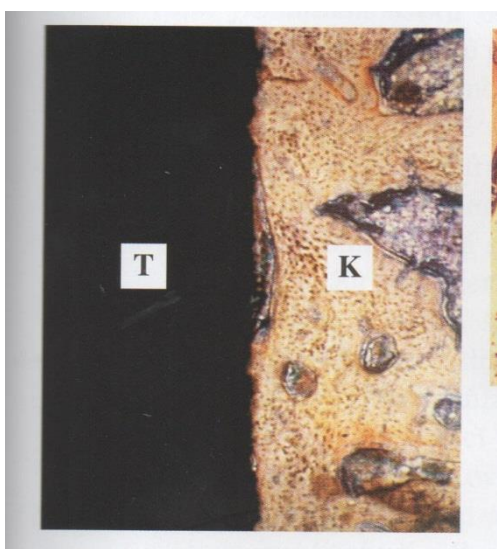
1. chirurgická ocel (např. Leone)
2. titan
 - a) čistý titan (commercially pure titanium – Grade 4 Titan) (např. Dentos)
 - b) slitiny titanu - Grade 5 Titan - Ti-6Al-4V (např. M.A.S.)
 - Grade 23 Titan - Ti-6Al-4V ELI (např. Aarhus, Spider screw).

Slitina Grade 23 Titan se jeví jako vhodnější materiál k výrobě ortodontických minišroubů, prokazuje totiž ve studiích větší podporu buněčné proliferaci, dobrou cytokompatibilitu a buněčnou adhezi [20].

2.7.3 Osseointegrace

Pojem oseointegrace 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 Oseointegrace který použil Branemark.

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 oseointegrace předpokládá zřejmý kotevní mechanismus, pomocí něhož může být cizorodý materiál spolehlivě a předvídatelně inkorporován do vitální kosti a toto ukotvení je schopno odolávat silám [21].



Obr.7: Oseointegrace titanu. T označuje na obrázku strukturu Titanu, K kostní tkáň. Převzato z Šimunek A.a kol, *Dentální implantologie*, Nucleus HK, 2001 . [22]

Klinický význam má informace o velikosti kostního kontaktu, který je nutný k tomu, abychom implantát považovali za oseointegrovaný. Implantát může být pevný i díky kostnímu spojení pouze 10% jeho povrchu [13]. Deguchi dokonce popsal, že stačí 5% kostního kontaktu, aby byl implantát stabilní a odolal ortodontickému kotvení [23]. U ortodontickým minišroubů

oseointegraci ale někteří autoři považují za nevýhodnou s ohledem na odstraňování minišroubů. Pokud je minišroub, byť je částečně oseointegrovan, je při jeho odstraňování nutné použít větší torzní síly. Tím samozřejmě roste riziko fraktury minišroubu [24]. Povrch titanu je proto záměrně leštěn, a tak je snížen oseointegrační proces. [23,25].

2.7.4 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 [26]. 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 rozraní mezi implantátem a kostní tkání [27].

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 tedy rozhodující pro dlouhodobou úspěšnost minišroubu. [25,28,29].

2.7.5 Denzita kosti a tloušťka kortikalis

Denzita kostní tkáně a tloušťka kortikalis patří mezi tzv. pacientovy faktory. Vhodná místa k zavádění minišroubů jsou probrána v samostatné kapitole (viz 2.7.11). Jejich výběr ovlivňuje anatomie měkkých tkání, velikost mezikořenových prostor a průběh nervů.

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.

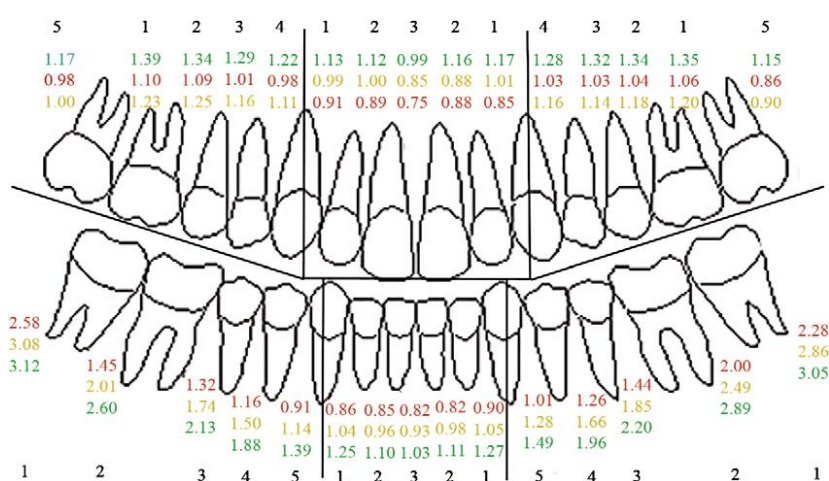
Denzita kosti dle Mische	Hounsfieldova jednotka
D1	Více jak 1250
D2	850-1250
D3	350-850
D4	150-350

Tab.2: Rozdělení denzity kosti dle Mische a přiřazené hodnoty denzity kosti, ty lze vyčíst přímo ze Cone Beam CT vyšetření.

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 [30]. Tento fakt platí jak v dentální implantologii, tak při použití ortodontických minišroubů: Silnější vrstva kortikalis dodává vyšší primární stabilitu [31,32].

Někteří autoři její hodnotu považují za nejdůležitější kritérium [33]. Za minimální hodnotu tloušťky kortikální kosti je považován 1 mm [34]. Tato hodnota je dle jiné studie zcela dostatečná a garantuje úspěšné dosažení primární stability minišroubu [35]. Při větší tloušťce kortikalis (1-2 mm) má větší vliv na primární stabilitu denzita kortikální kosti než její samotná tloušťka [36]. 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 nezatížen, s delším časem roste jeho stabilita [37].

Tloušťka kortikalis je rozdílná v horní a dolní čelisti. Zatímco v dolní čelisti s její dostatečnou tloušťkou nebývají problémy, v horní čelisti je nutné plánovat zavedení minišroubu co nejvíce kraniálně. Přehledně hodnoty tloušťky kortikalis ukazuje obrázek převzatý ze studie Baumgaerteho [30] (Obr. 8). Studii vytvořil na základě proměření 30 snímků z Cone Beam CT (CBCT) lidských lebek. Měřil hodnoty tloušťky kortikalis v každém mezizubním prostoru. Naměřil tloušťku kortikalis v dolní čelisti větší než v horní čelisti. Zatímco v dolní čelisti tloušťka kortikalis od cementosklovinné hranice směrem k apexům stoupala, v horní čelisti byla nejtenší v rovině 4 mm od CEJ.



Obr.8: Přehled všech naměřených hodnot tloušťky kortikalis. Červeně jsou nejmenší hodnoty, žlutě průměrné hodnoty a zeleně největší hodnoty. V každém sextantu jsou hodnoty seřazeny do číselné řady dle velikosti (1 znamená nejvyšší hodnotu). Převzato od Baumgaertel S, Hans M., Buccal cortical bone thickness for mini-implants placement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009, 136:230-5 [30].

Kim proměřoval 23 kadaverů horních čelistí, měřil tloušťku kortikalis v 2mm odstupech směrem od cementosklovinné hranice (CEJ). Zároveň měřil ve stejných místech i tloušťku měkkých tkání. Dále potom proměřoval i oblast kolem patrového švu [38]. Tloušťka kortikalis, dle jeho studie v horní čelisti směrem od cementosklovinné hranice k apexům zubů, nejprve klesá a následně se zase zvětšuje (Obr.9). Na patře byla nejsilnější vrstva kortikalis nalezena 6 mm od CEJ v oblasti premolárů, u moláru byla nejsilnější vrstva nalezena naopak u molárů ve výšce 2 mm od CEJ.

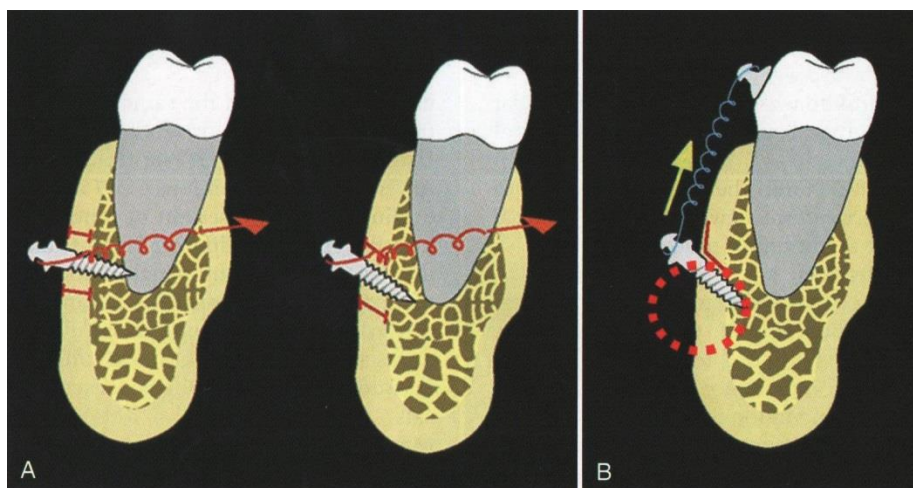


Obr.9: Sagitální řez horní čelistí v oblasti mezi kořeny zubu 15 a 16. Uvedené hodnoty představují tloušťku kortikalis v rovinách 3,5,7 a 9 mm od cementosklovinné hranice. Zřetelné je nejprve snížení tloušťky kortikalis v rovině 5 mm. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

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 [39]. Stejná studie 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 [40].

Analýza tloušťky kortikalis byla předmětem mého vlastního měření, které prezentuji v praktické části této práce.

Většího kontaktu minišroubu s kortikální kostí lze dosáhnout zavedením minišroubu pod úhlem 60° nebo 70° k povrchu kosti. Takto je rovněž zvýšena primární stabilita. [41,42]. 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 [43]. Zavedení pod příliš velkým úhlem může oslabovat kortikalis a část závitů minišroubu může být exponovaná mimo kost [44] (obr.10). 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.



Obr. 10: A/ zavedením minišroubu šikmo k povrchu kosti je bezpečnější s ohledem na možný kontakt a poškození kořenů zubů. B/ Zavedení pod příliš velkým úhlem může vést k oslabení kortikalis a obnažení závitů minišroubu mimo oblast kosti. Převzato z Nanda, R.; Uribe, F. A.: *Temporary anchorage devices in Orthodontics*, Mosby, St. Louis, 2009 [44]

Ideální je tedy zavádět minišroub do alveolárního výběžku horní čelisti angulovaný, apikálním směrem, a to co nejvíce kraniálně od cementosklovinné hranice (Obr.11)



Obr.11: Sagitální řez horní čelistí mezi kořeny zubů a minišroub zavedený do kosti pod úhlem. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

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. [45].

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. 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. Nejčastější je takto zaveden minišroub do oblasti horních řezáků a je využit k intruzi frontálního úseku (Obr.12).



Obr.12: Kryté zavedení minišroubu, stav bezprostředně po jeho zavedení do oblasti vestibula horní čelisti. Z minišroubu je vyvedena ortodontická spirálka k intruzi horního frontálního úseku. Převzato z Kim, T.W.;Kim, H.: *Clinical Application of Orthodontic Mini-implant*. Myung Mun Publishing, 2008, Seoul, Korea [46].

2.7.6 Torzní síla při zavádění

Primární stabilita je často v literatuře spojována se zaváděcí torzní silou [47,48]. Zaváděcí torzní sílu lze popsat jako hodnotu otáčivé síly potřebné k zavedení minišroubu do kosti. Udává se v jednotkách Newton cm. Torze je závislá na kvalitě kostní tkáně, tvaru a velikosti minišroubu, způsobu zavádění a předvrtávání [2].

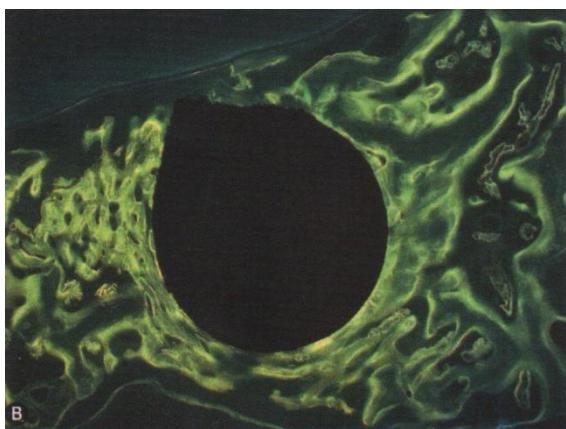
Kvalita kosti má lineárně pozitivní vztah k torzní síle [2,31]. Existuje mnoho studií měřících vhodnou torzní sílu, kterou bude minišroub zaveden do kosti, a při které bude

dosažena největší primární stabilita. V místech se silnější vrstvou denzní kompakty, například v dolní čelisti, je nutné vyvinout větší torzi [49]. Větší torzní síla znamená lepší primární stabilitu. Ale jen do určité hodnoty. Příliš vysoká hodnota může vést k zalomení minišroubu [50]. Příliš vysoký točivý moment (minišroub jde zavést ztěžka) dále může způsobit v kostní tkáni zvýšené napětí vedoucí k mikroprasklinám, lokální ischemií a nekróze kosti [51,52]. Lee a Baek dokumentovali zvýšené množství mikroprasklin u zaváděných minišroubů pod větší torzní silou kvůli kónickému tvaru a nebo širšímu průměru minišroubu [53]. Naopak jde-li šroub zavést příliš snadno (malý točivý moment) bude primární stabilita šroubu mnohem menší nebo žádná [34]. Ideální hodnota zaváděcí torzní síly ještě nebyla stanovena. Motoyoshi et al. porovnávali vztah mezi torzní silou a klinickou úspěšností minišroubu [54]. Skupina minišroubů zaváděná s torzní silou 5-10Ncm 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 15Ncm [55]. 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 (14.5Ncm) než samořezné šrouby (9.2Ncm). V klinické úspěšnosti mezi těmito šrouby ale nebyl statisticky významný rozdíl [24].

2.7.7 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 spongióza má nízkou denzitu [56]. Přesné informace o reakci kostní tkáně poskytují snímky z microtomografických skenerů (μ CT). Na nich byla zjištěna zvýšená aktivita v okolí ortodonticky zatíženého implantátu (Obr.13). 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 [57]. 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 (50g), velké síly (600 g) tuto kostní aktivitu zmenšují [58].



Obr.13: Mikrofotografie ve fluorescentním světle. Zvýšená aktivita kostní tkáně v okolí miniimplantátu. Převzato z Cope J., OrthoTADs: the clinical guide and atlas, Under Dog Media, Dallas, 2007 [10].

2.7.8 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 [31].

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 [59].

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 [60]. S ohledem na primární stabilitu bylo prokázáno, že čím menší bude průměr předvrtané štolky, tím větší bude stabilita minišrouby [31]. 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 předvrtání. V případě zavádění do oblasti s vysokou kostní densitou je ale i u samovrtaných šroubů doporučeno předvrtání. Vyšší denzita kosti předznamenává zvýšenou zaváděcí torzní sílu. Při velmi vysokých hodnotách torze roste riziko fraktury minišrouby [31]. Doporučuje se předvrtávat vrtákem s průměrem o 0.5 mm menším než je průměr zaváděného minišrouby. Do kosti můžeme předvrtat kolmo na kortikalis jen malý otvor, kterým si vyznačíme přesné místo pro zavádění minišrouby. Díky tomu můžeme dobře zvolit úhel při jeho zavádění. Experimentální studie sice poukazují na větší mikro poškození okolní kosti při zavádění samovrtaných minišroubů ve srovnání se samořeznými šrouby, klinický dopad na primární stabilitu ale nebyl prokázán [61]. Samovrtané šrouby prokazují vyšší procentuální kontakt s kostí než samořezné šrouby. Celkově pak prokazují větší primární stabilitu i díky torzní síle nutné k jejich zavedení [62]. V případě, že se rozhodneme pro variantu předvrtání, je velmi důležité účinné chlazení, neboť přehřátí kosti může být jedním z faktorů selhání minišrouby [25].

Lepší primární stability dosahují minišrouby, které jsou širší v krčkové oblasti a postupně se směrem ke špičce zužují [32,36]. 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 [63]. Zavedením těchto minišroubů pod sklonem a po předvrtání do oblasti se silnou kortikalis je dosaženo vyšší primární stability než u válcových (cylindrických) minišroubů [42].

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 [63]. To potvrdil i Motoyoshi pomocí laboratorní analýzy FEM. Modely s menší roztečí závitů vykazují menší napětí přenášené do kosti. [64].

2.7.8.1 Krček šroubu

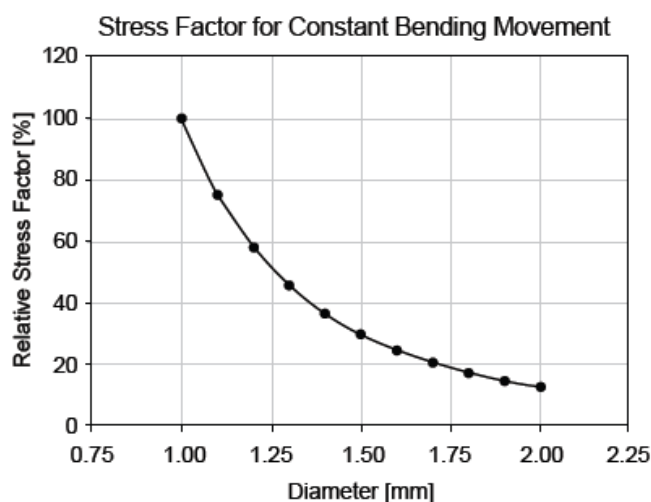
Zvláštní význam má krčková část šroubu. Na ní nejsou závit, a její hladký povrch umožní lepší přilnutí a adaptaci měkkých tkání. Dobrá adaptace měkkých tkání ke krčku minišroubu zhorší podmínky pro průnik bakterií. Ty jinak mohou způsobit předčasnou ztrátu minišroubu vlivem lokálního zánětu. Na trhu jsou navíc k dispozici šrouby s odlišnou délkou krčkové části (Obr. 14). Volba, který šroub má být použit, musí být ovlivněna plánovaným místem jeho inserce. Tloušťka měkkých tkání je rozdílná v horní a dolní čelisti. Přesně ji lze změřit přímo při zavádění například paradontologickou sondou nebo kořenovým endonástrojem. Ve studiích 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 [65]. 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 [66]. Obecně se dle této studie doporučují jako ideální, co nejsilnější minišrouby s co nejmenší délkou hlavičky.



Obr.14: minišrouby s různou délkou krčkové oblasti. Převzato z oficiálních materiálů k Aarhus systému.

2.7.8.2 Průměr

Na trhu se vyskytují minišrouby s průměry v rozmezí 1.1 mm až po 2.5 mm. Důvodem pro výrobu nejtenčích šroubů je snaha snížit riziko poškození kořenů zubů během zavádění. Při použití průměrově užších minišroubů, ale na druhou stranu roste riziko vnitřního pnutí při zavádění a vyjímání, a tím roste i riziko prasknutí šroubu (Obr.15).



Obr.15 : Vnitřní pnutí vs. průměr minišroubu. Při zvyšování průměru minišroubu od 1mm do 1,3 mm dochází k poklesu vnitřního napětí. Převzato z Dalstra, M.; Cattaneo, P. M.; Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *World J. Orthodont.* 2004, č. 1, s. 53-62.[56]

2.7.8.3 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 [67] nepřipisuje délce minišroubu žádný klinický význam, studie Chena [68] 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 velmi tenká, bude stabilita záviset na spongiózní kosti a bude nutné použít delších šroubů [28].

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 [44].

2.7.8.4 Design pracovní hlavičky minišroubu

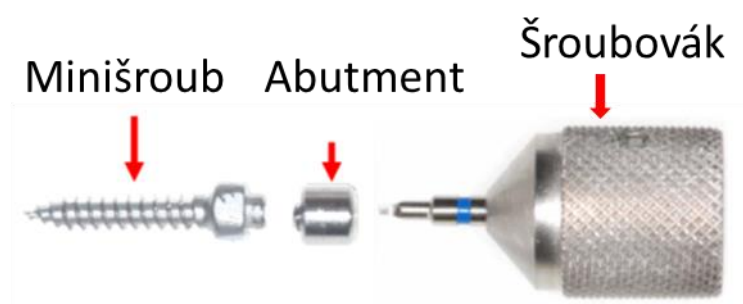
Design hlavičky minišroubu rozhoduje k jakým účelům lze šroub nejlépe využít. Většina výrobců minišroubů nabízí různé druhy hlaviček. Základním typem hlavičky je knoflík, a to buď kulatý, nebo častěji šestiúhelníkový, který je často ještě kombinován s dírkou přímo pod hlavičkou šroubu nebo v oblasti 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 slot. 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 [69].



Obr.16: Různé varianty hlaviček minišroubů. Převzato z oficiálních materiálů k Aarhus systému, American Orthodontics

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 [70]. Jedná se zejména o nejrůznější palatinální oblouky sloužící k nejčastěji k distalizaci [71,72]. Nejrozšířenější značkou těchto minišroubů je Benefit systém designovaný Benedictem Wilmesem z university v Dusseldorfu (Obr.17,18)



Obr.17: Schéma Benefit systému. Převzato z Wilmes B, Drescher D. Benefit – A mini-implants systém with interchangeable abutments. J Clin Orthod 2008, 42: 574-580 [70]



Obr.18: Distalizace molárů v horní čelisti za použití Beneslider . Převzato z Wilmes B, Drescher D. Application and effectiveness of the Beneslider. A device to move molars distally. World J Orthod 2010;11:331–340 [72].

2.7.9 Selhání minišroubu

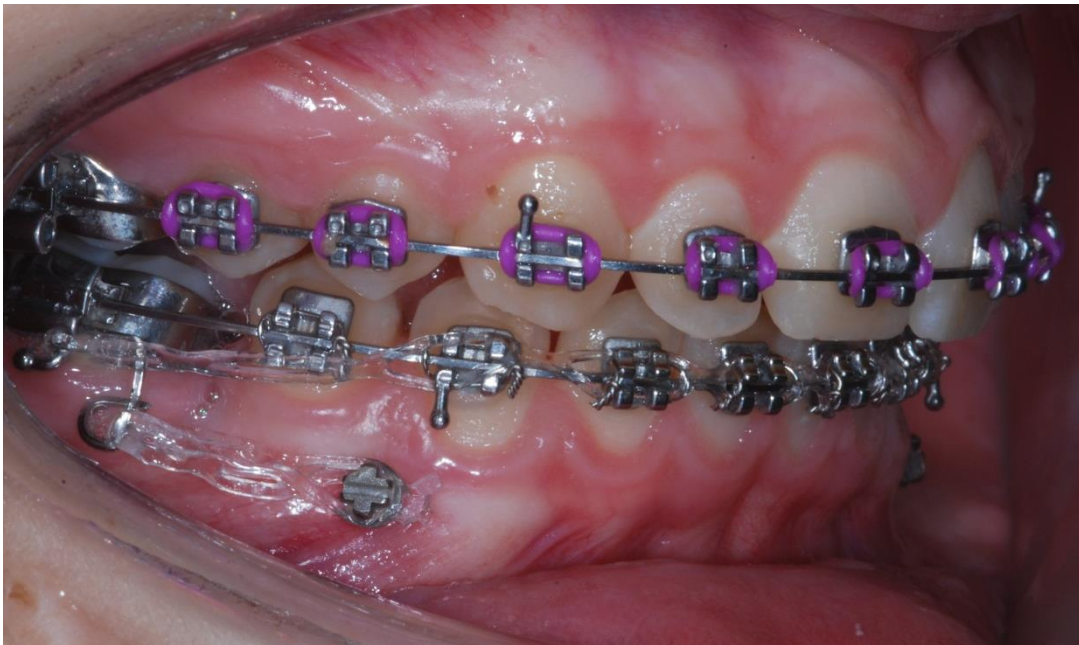
Selhání minišroubu je asi největší hrozbou při práci s minišrouby v ortodontické praxi [26]. Mezi selhání minišroubu je nejčastěji řazeno jeho uvolnění z kosti, dále zvýšená pohyblivost, ale i lokální zánět. Nejčastěji je publikována hodnota 10 až 30 % selhání [67,73]. Miyawaki došel k závěru, že nejčastěji selhávají minišrouby s průměrem 1 mm nebo menším [67]. 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 [74].

Dalším faktorem zvyšujícím riziko selhání minišroubu je jeho zavedení do blízkosti kořene zubu [75,76]. Zásadní roli v selhání minišroubu hraje špatná orální hygiena [77].

2.7.10 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.

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.19: Přímé kotvení, el. tah je od mesializovaného prvního moláru po kotevní minišroub



Obr.20: Kombinace přímého a nepřímého kotvení. Minišroub je spojen rigidně pomocí parciálního oblouku se špičákem. Zároveň je ortodontický tah aplikován i přímo na minišroub.

2.7.10.1 Indikace

Indikace aplikace kotevních minišroubů je široká. Minišrouby používáme v případech kde je omezená možnost využití dentálního kotvení, uplatní se u pacientů s extrahovanými moláry nebo u parodontologických pacientů. Nejčastější využití minišroubů je u případů kde máme v terapeutickém plánu ortodontický posun, který není konvenční ortodontickou mechanikou buď vůbec dosažitelný, nebo jen velmi obtížně [10].

Obecně lze použití minišroubů definovat takto: minišrouby využíváme všude tam, kde nejsme schopni dosáhnout kotvení bez nežádoucích recipročních sil a zároveň se nechceme spoléhat na spolupráci pacienta. A nebo v případech, kde kotevní jednotka není vůbec přítomna.

Kotevní minišrouby lze totiž při správně zvoleném místě zavedení a výběru vhodné ortodontické biomechaniky využít ke všem typům ortodontických pohybů zubů.

Příklady využití minišroubů během ortodontické léčby

Intruze

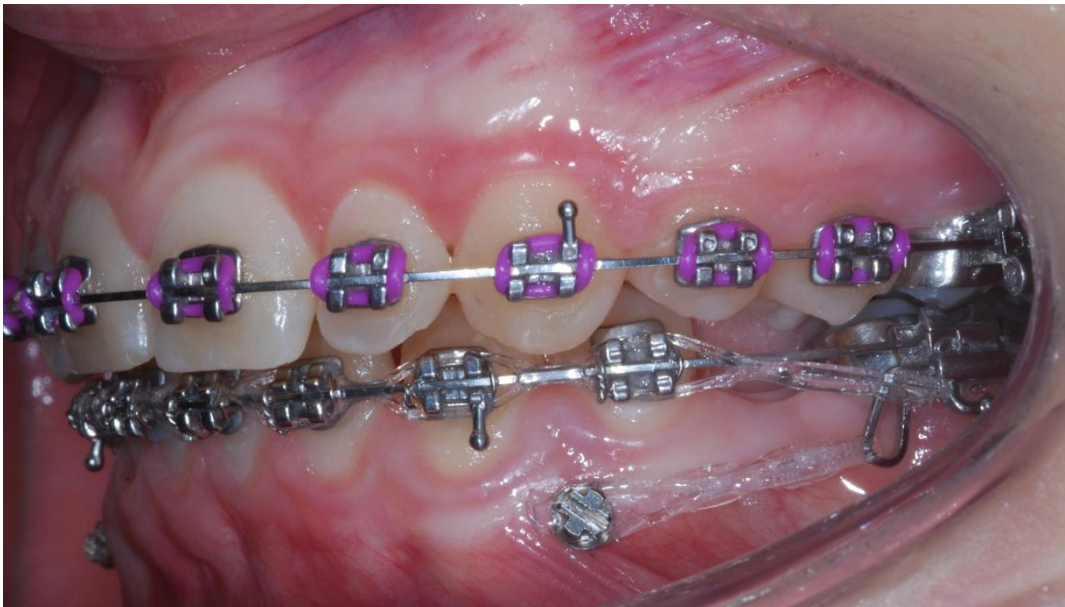
Intruze horních molárů nacházejících se v supraokluzi je ideálním příkladem využití kotevních minišroubů [78]. Biomechanicky je nutné umístění minišroubu, jak z vestibula, tak z patra. Intruzní síla na moláry by bez patrového minišroubu měla tendenci k bukálnímu sklonu moláru. Tento nechtěný moment lze eventuálně eliminovat použitím transpalatálního oblouku v případě symetrické intruze pravého i levého horního moláru.



Obr.21: Intruze supraokludovaného moláru v horní čelisti. Solo intruze zubu 26 před protetickou náhradou v dolní čelisti. Intruze molárů v horní čelisti může být součástí léčebného plánu při korekci otevřeného skusu. K uzavěru skusu dojde molárovou intruzí a autorotací polohy dolní čelisti [79].

Uzávěr mezer

Asi nejčastější forma využití minišroubů během ortodontické léčby. Využit je lze jak k retrakci frontálních zubů, tak k nejrůznějším mesializacím. Vyhodněji se jeví použití minišroubů k nepřímému kotvení [80]. Minišroub je použit k zabránění nežádoucího pohybu během ortodontického posunu.



Obr.22: příklad využití minišroubu k přímému kotvení ortodontické síly během mesializace moláru v dolní čelisti

Intermaxilární tahy

Zvláštním druhem využití minišroubů je jejich použití k aplikaci intermaxilárních tahů. [60]. Ty lze použít při korekci sagitálních okluzních vztahů, ve smyslu tahů II. a III. třídy. Velmi výhodné je jejich použití při korekci vertikálních vztahů (obr.23). Dále je v poslední době využívají maxilofaciální chirurgové k retenci po provedené ortognátní operaci čelistí (obr.24).



Obr.23: Intermaxilární tahy ke korekci nežádoucího sklonu řezáků.



Obr.24: Kotevní minišrouby zavedené v horní i dolní čelisti v průběhu ortognátní operace čelisti. Slouží k zajištění retence u operačně dosaženého postavení čelistí pomocí aplikace elastických intermaxilárních tahů.

2.7.10.2 Kontraindikace

Použití minišroubů u případů, které jsou řešitelné konvenční biomechanikou, je zbytečné a můžeme je označit jako tzv. overtreatment .

Obečními kontraindikacemi jsou:

- Pacienti s metabolickými poruchami kosti
- Pacienti v imunosupresivní léčbě
- Pacienti užívající bisfosfonáty
- Pacienti v onkologické léčbě, zejména při ozařování oblasti hlavy a krku
- Pacienti s onemocněním sliznice dutiny ústní
- Nedostatečná dentální hygiena

2.7.11 Vhodná místa pro zavádění minišroubů

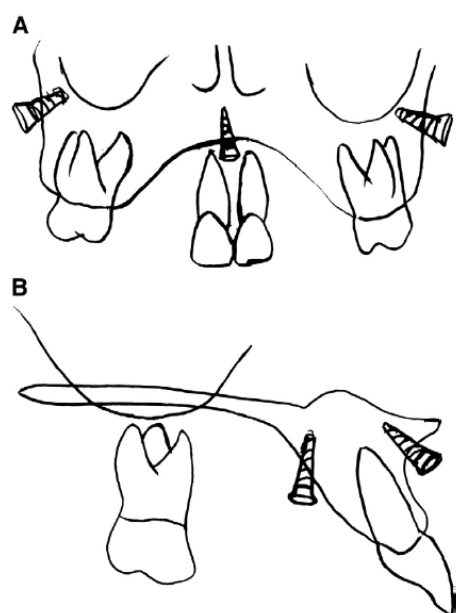
Předpokladem použití minišroubu v průběhu ortodontické léčby je jeho vhodně zvolené umístění. Nejčastější místa dle Melsenové [28.]

1/ horní čelist:

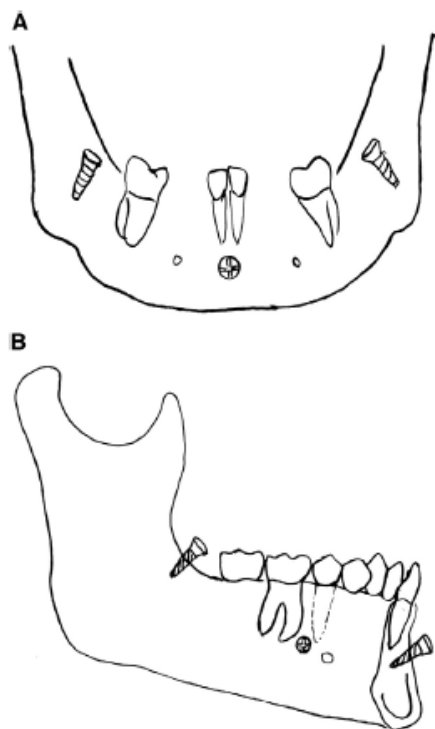
- alveolární výběžek
- retromolární oblast
- oblast pod spina nasalis anterior
- infrazygomatický pilíř

2/ dolní čelist

- alveolární výběžek
- retromolární oblast
- symfýza.

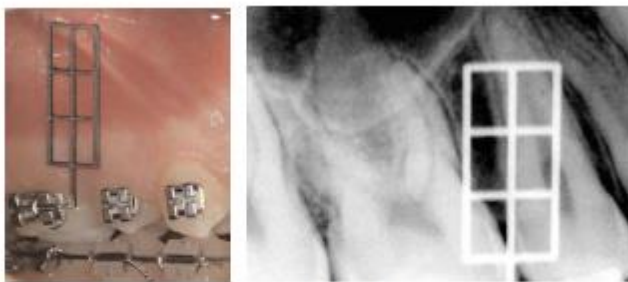


Obr. 25: Náskres možných umístění minišroubů v horní čelisti. Převzato z Papadopoulos M., Tarawneh F., The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007,103, s. e6-e15 [18].



Obr.26: Náskres možných umístění minišroubů v dolní čelisti. Převzato z 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 [18].

Místo zavedení je zvoleno s ohledem na jeho využití v léčbě, to znamená dle individuálního posouzení. Nejčastěji jsou kotevní minišrouby zaváděny mezi kořeny zubů v alveolárním výběžku. V takovém případě je nutností intraorální rentgenové zhodnocení vhodného místa. Někteří autoři doporučují případně použití různých speciálních měřících šablon, jejichž použití je však problematické. Kvůli různému možnému nastavení tubusu rentgenky může dojít ke změnám v projekci šablony v místech plánované inserce minišroubu [81].



Obr.27: Měrka ze systému Miniscrew Anchorage Systém (M.A.S.). Převzato z : Miniscrew Anchorage Systém- The anchorage of the new milenium brochure.

Naopak snímky z dentálního CT (Cone Beam CT- CBCT) mohou při identifikaci vhodných míst napomoci [82]. Pokud je máme před léčbou k dispozici, nalezení vhodného místa je velice snadné. Můžeme zároveň naplánovat i vhodnou délku a průměr minišroubu (Obr.28).

Při šířce kortikalis 1 mm a více je považován za dostatečný minišroub o délce 6mm. Pokud je kortikalis tenčí a primární stabilita závisí na spongiózní kosti, jsou vhodnější délky šroubů 8 mm a více. V bezzubých oblastech s velmi malou šířkou kortikalis je vhodné tzv. bi-kortikální zakotvení. V několika studiích se dokonce prokázalo, že bi-kortikální kotvení je lepší než uni-kortikální [83]. Pokud plánujeme zavést minišroub bikortikálně musíme znát detailně celou šířku alveolárního výběžku. Tu získáme snadno a přesně jen ze CBCT snímků. Analýza tloušťky alveolárního výběžku na CBCT je prezentována v praktické části této práce. Nebezpečím je perforace lingvální kortikalis a poškození periostu, které vede k zánětu a ztrátě minišroubu.



Obr.28: Axiální řez dolní čelistí. Patrný je bi-kortikálně zavedený minišroub v oblasti mezi premoláry. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Za bezpečnou vzdálenost od kořene zubu je považován 1 mm. [84,85]. Pro dnes nejčastější průměr šroubu 1,4 mm to znamená hledat interradiální prostor o šířce 3,4 mm.

Ze studií měřených na snímcích z Cone Beam CT vychází, že prostory mezi kořeny zubů se zvětšují směrem k apexům zubů. Nejširší prostor mezi kořeny zubů v horní čelisti je ve studiích popisován mezi druhým premolárem a prvním molárem, v dolní čelisti mezi premoláry [84]. Na patře je vhodným místem oblast patrového švu [84]. Minišrouby lze rovněž úspěšně zavádět na patře do oblasti mezi druhým premolárem a molárem. Minišroub se do tohoto prostoru zavede angulovaný, tak aby směřoval mimo kořeny zubů (obr.29) .

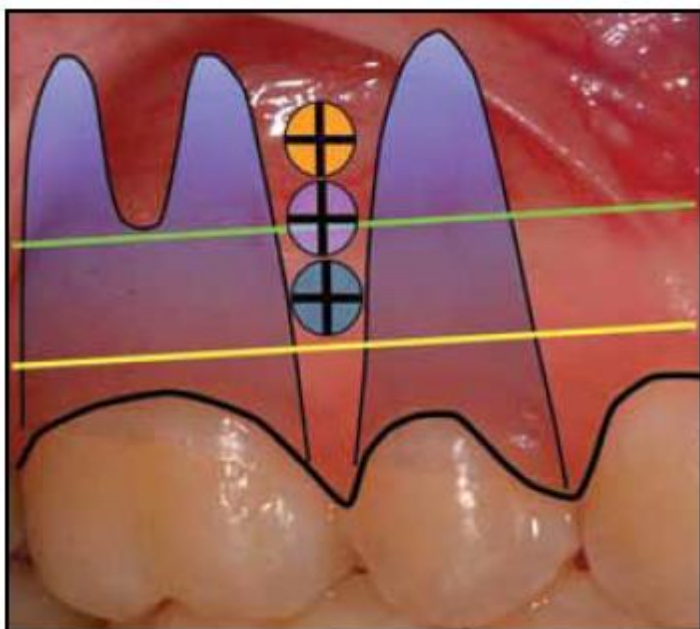


Obr.29: Minišrouby zavedené na patře

Nicméně někteří autoři upozorňují na fakt, že anatomie prostoru patra a rozložení kořenů molárů a premolárů je takové, že angulované zavedení mikrošroubu je možné v distální části patra kdekoliv [86].

K úspěchu minišroubu nestačí najít pouze dostatečně široký prostor v jeho zavedení. Kromě designu šroubu, technice jeho zavedení je dalším faktorem ovlivňujícím primární stabilitu minišroubu již zmiňovaná tloušťka kortikalis.

Velmi podstatné, s ohledem na klinickou úspěšnost, je dále umístění minišroubu ve vztahu k měkkým tkáním. Ideálním místem umístění hlavičky zavedeného minišroubu je oblast připojené gingivy [87] (obr. 30).



Obr.30: Mezikořenové vzdálenosti se zvětšují apikálním směrem. Černá čára představuje hranici gingivy, žlutá alveolární hřeben a zelená mukogingivální hranici.

Převzato z Baumgaertel, S.; Tran, T.T.: Buccal mini-implant site selection: the mucosal fallacy and zones of opportunity. J. Clin. Orthodont. 2012,46, č.7,s.434-436 [87].

Apikálním směrem se sice rozevírají mezikořenové prostory, ale minišroub umístěný do oblasti volné sliznice obvykle způsobuje komplikace. Volná sliznice je minišroubem drážděna, zvyšuje se riziko vzniku dekubitu a zánětlivých komplikací. Volná sliznice také může minišroub přerůst. Pokud k takovým komplikacím dojde, je odstranění minišroubu jedinou možností jak situaci vyřešit.

2.7.12 Kontakt minišroubu s kořeny zubů

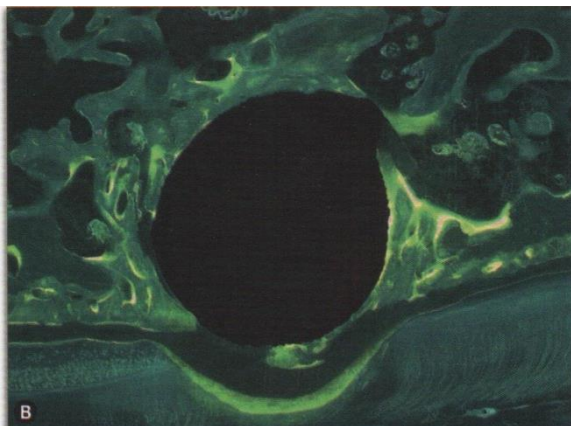
V roce 2008 Buschang publikoval průzkum mezi ortodontisty, který se týkal rozšíření mikrošroubů v terénní praxi. Zjistil, že 45 % dotázaných ortodontistů používá minišrouby v běžné praxi, ale sami je nezavádí. Jako hlavní důvod považuje většina z nich riziko poškození kořenů zubů [26].

Důvodem jsou samozřejmě anatomické poměry. Byla sice publikována tzv. bezpečná místa pro zavádění kotevních minišroubů [84] anatomie kořenů je ale velmi individuální.

Největším rizikem pro zavedení minišroubu do kontaktu s kořenem zubu nebo přímo do kořene zubu je nezkušenost operátora [88].

Bylo dokumentováno několik případů poškození kořene zubu zavedeným kotevním minišroubem. Nejhorší variantou je perforace až do dřeňové dutiny s následnou ztrátou vitality a prasklinou kořene [69].

Kontakt minišroubu s periodonciem zubu je poměrně častý. V retrospektivní studii kterou prováděl Kau s pomocí Cone Beam CT zjistil, že 65% jím zavedných 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 [82]. Pokud dojde pouze ke kontaktu minišroubu a periodoncia zubu, případně povrchu kořene, začne se toto poškozené místo hojit z cementu kořene [89,90]. Hojení obvykle začne do 4 a je hotovo do 12 týdnů od poškození. Na povrchu kořene zubu zůstane v místě poškození konkavita (obr.31). Důvodem je rychlejší osteoblastická aktivita kosti oproti aktivitě cementoblastické [90].



Obr.31: Mikrofotografie ve fluorescentním světle. Oprava kořene zubu poškozeného zavedením minišroubu do jeho blízkosti. Převzato z Cope J., OrthoTADs: the clinical guide and atlas, Under Dog Media, Dallas, 2007 [10].

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 [85]. Pokud nám anatomické poměry nedovolují bezpečně zavést minišroub mezi kořeny zubů, je možné si pomocí fixního ortodontického aparátu upravit pozici kořenů jejich napřímením [91]. 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 [92]. Zkušený operátor pozná, že se minišroub dostal přímo do kořene zubu změnou odporu tkáně a nutným zvýšením zaváděcí torzní síly [45,93].

2.7.13 Zavádění kotevních minišroubů

Zavádět minišrouby můžeme tzv. ručně nebo strojově. K ručnímu zavádění můžeme používat nejrůznější ruční násadce s proměnlivou délkou pracovní části. K zavádění na patro, do míst pro přímý násadec obtížně dosažitelných, se hodí kolénkový násadec. Ten existuje ve variantě pro ruční zavádění a nebo pro zavádění strojové (Obr.32). Ke strojovému zavádění můžeme využít stejný elektrický mikromotor s kolénkovým násadcem jako se používá při zavádění dentálních implantátů a nebo mikromotor určený ke strojovému ošetření zubních kanálků – endomotor. Existuje rovněž speciální elektrický kolénkový násadec určený přímo pro zavádění kotevních miniimplantátů. Pracuje většinou na bateriový pohon. Výhodou strojového zavádění je přesná kontrola torzní síly a počtu otáček za minutu. Nevýhodou může být kromě ceny, ztráta vjemu o odporu kosti během zavádění. Každý systém minišroubů je dodáván i s kompletním instrumentáři nutným k jeho zavádění. V porovnání úspěšnosti mezi strojovým a ručním zaváděním minišroubů je dle studie Kima lepší strojové zavádění [94]. Strojové zavádění lépe udržuje zvolený sklon minišroubu, snižuje riziko jeho prasknutí ochranou před zvýšenou silou během zavrtávání [45].



Obr.32: Strojové zavádění minišroubu z palatinální strany pomocí kolénkového násadce na chirurgickém mikromotoru.

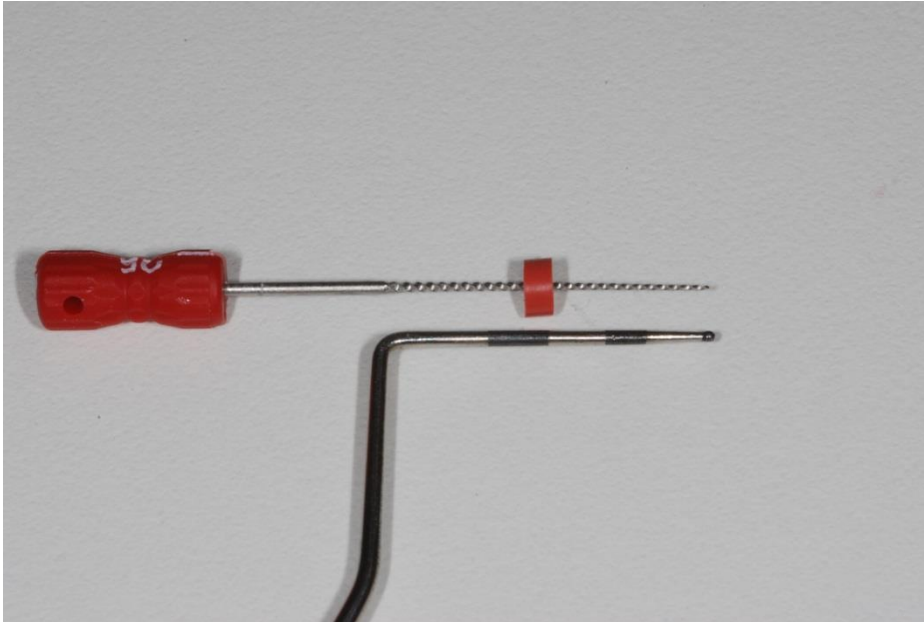
Kompletní sada od výrobce obsahuje sterilizační kazetu, vyměnitelné násadce a pořadač na samotné minišrouby (Obr.33). Do něho lze minišrouby přehledně rozdělit podle typu, délky a průměru.



Obr.33: Kompletní sada pro ruční zavádění minišroubů, obsahuje sterilizační kazetu, která slouží zároveň jako pořadač minišroubů a ruční násadec vč. koncovek pro zavádění.

2.7.14 Protokol zavádění

1. Pacienta před zákrokem detailně informujeme o podrobnostech zavedení minišroubu a následnou péči vč. dentální hygieny. Některé ortodontické praxe potom pacientům na základě ústního poučení předkládají samostatný informovaný souhlas se zavedením minišroubu [10].
2. Následně musí být zvoleno vhodné místo pro zavedení, s ohledem na plánované využití minišroubu a anatomické poměry (viz kapitola 2.7.11 Vhodná místa pro zavádění minišroubů).
3. Po vyhodnocení optimálního místa k zavedení na základě rentgenového vyšetření (i.o. snímky, panoramatický snímek nebo nejpřesněji pomocí CBCT) je toto místo identifikováno v ústech pacienta. Preferujeme přitom oblast připojené gingivy nebo maximálně hranice mezi připojenou a volnou gingivou. Pokud je to oblast blízko volné gingivy, musíme ji při zavádění držet napnutou, abychom předešli namotání gingivy na závity minišroubu a tím její rozsáhlé traumatizaci.
4. Je vhodné zjistit tloušťku samotné gingivy. Tato hodnota ovlivní výběr délky šroubu a jeho krčku. Tloušťku gingivy lze zjistit endo nástrojem se stopkou nebo paradontální sondou (obr .34).
5. Jakmile nalezneme vhodné místo můžeme přejít k samotnému zavedení minišroubu.



Obr.34: Tloušťku gingivy lze zjistit endo nástrojem se stopkou nebo paradontální sondou

Postup zavedení

1. Pacient vypláchne ústa roztokem s obsahem chlorhexidinu
2. Aplikace lokální anestésie. Aplikujeme jen malé množství (cca 0.5 ml) přímo do míst zavedení. Důvodem k lokální anestésii je znecitlivění místa vpichu a přilehlé oblasti periostu. Někteří lékaři aplikaci omezují jen na topické anestetika v podobě různých gelů.
3. Minišroub je zaveden pomocí ručního nebo strojového násadce

Inzerce minišroubu zahájíme tak, že jej tlačíme kolmo nebo skoro kolmo k povrchu kosti. Jakmile zašroubováním cítíme prostup kortikální kostí, můžeme změnit úhel a směr zavádění dle našeho plánu. Tento směr při dalším šroubování dodržujeme a postupně pomalu zavádíme minišroub v jeho dlouhé ose. Jinou možností je předvrtat místo inzerce kostním vrtáčkem kolmo k vrstvě kortikalis, ale mikrošroub zavádět dle výše uvedeného postupu. Závěrem je cítit lehké zvýšení odporu, to je znamení, že se krček minišroubu dostal do kontaktu

s periostem a minišroub je zaveden. Poté uvolníme násadec z hlavičky minišroubu a vyzkoušíme primární stabilitu. Se šroubem však dále nehýbeme a nevytáčíme ho zpět. Jinak riskujeme ztrátu stabilitu šroubu.

2.7.15 Vyjmutí minišroubu

Vyjmutí je ještě jednodušší zákrok než zavedení. Používáme k němu stejný násadec jako k zavádění, ale je možno použít i normální chirurgický jehelec. Tento zákrok lze provést bez injekční anestezie a jen s aplikací lokálního anestetika ve formě gelu. Místo po vyjmutí minišroubu můžeme jemně ošetřit chlohexidinovým gelem. Rána se obvykle hojí velmi rychle a bez komplikací.

3.PRAKTICKÁ ČÁST I.

3.1. Cíl

Cílem této retrospektivní studie bylo změřit tloušťku kortikální kosti alveolárního výběžku v laterálních úsecích horní čelisti vestibulárně i palatinálně. Dále pak analyzovat celkovou šířku alveolárního výběžku v okolí zubů v laterálním úseku dolní čelisti. Všechny tyto oblasti jsou potencionálně vhodné pro zavádění kotevních ortodontických minišroubů, které lze využít v průběhu ortodontické léčby. Zároveň se jedná o nejčastější místa jejich inzerce. Síla kortikalis má zásadní vliv na dosažení primární stability minišroubu. Informace o celkové šířce alveolu dolní čelisti je platná při výběru vhodného minišroubu. V úzkém alveolu s tenkou vrstvou kortikalis lze totiž využít bikortikálního zavedení minišroubu.

3.2. Materiál a metodika

3.2.1. Materiál

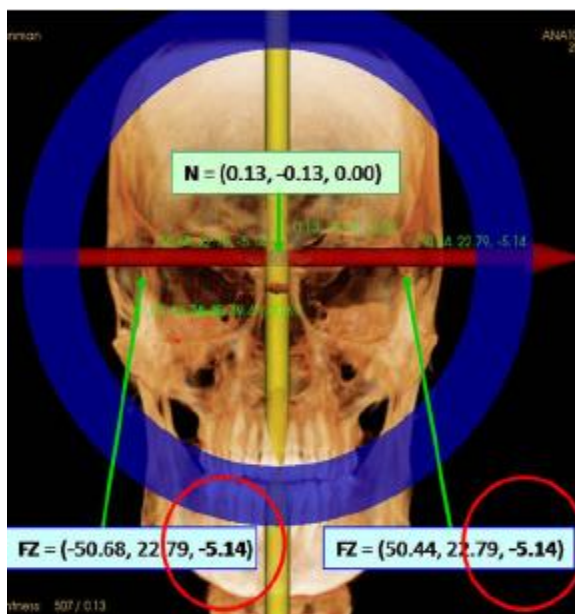
Z databáze volumetrických snímků získaných pomocí Cone Beam CT SkyView (Myray, Imola, Itálie) ortodontické praxe MUDr. Vladimíra Filipi v Brně bylo vybráno 60 snímků do souboru. Pro výběr do souboru byla stanovena následující kritéria:

- 1/ věk v rozmezí 18 až 45 let
- 2/ dokončené prořezávání zubů
- 3/ v laterálním úseku nechybí žádné zuby (kromě třetích molárů)
- 4/ v laterálním úseku není výrazné stěsnání.

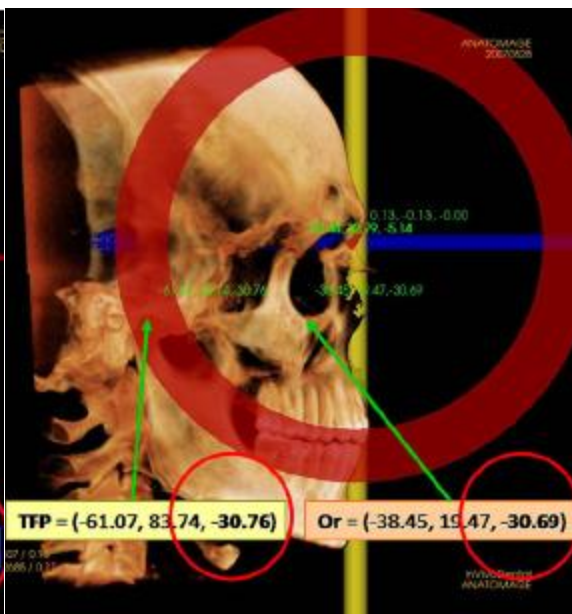
Byli vyřazeni pacienti s diagnostikovaným periodontálním onemocněním (při nálezu pokročilé resorpce hřebene alveolární kosti) a špatně čitelné snímky (nejčastěji u pacientů s kovovými korunkami nebo rozsáhlými výplněmi, které mohou vytvářet artefakty). Soubor obsahuje snímky celkem 60 pacientů (30 mužů a 30 žen). Nejmladší pacient v souboru má 18 let, nejstarší 41 let, průměrně 28,6 let. Všechny snímky použité v měření byly získány stejným přístrojem. Výrobce (MyRay, Cefla, Itálie) udává rozlišení snímků, tedy velikost jednotlivého voxelu, 0,11 x 0,11 x 0,11 mm. Pomocí softwaru DentalPlan (Myray, Imola), který je u přístroje k dispozici, bylo provedeno zpracování a proměření snímků. Všechna měření prováděl jeden vyšetřující.

3.2.2. Metodika

Pro minimalizaci chyb a nepřesností měření z důvodu nestandardní pozice hlavy, všechny snímky byly přeorientovány pomocí protokolu, který popsal Cho [95]. Reorientační protokol používá dvě různé roviny : 1/ rovina nasion-frontozygomatic (NFZ) a 2/ Frankfurtskou horizontálu (FH), dle kterých byly rekonstrukce orientovány (Obr.35,36).



Obr.35: znázorňuje umístění roviny NFZ, dle které je rekonstruovaná oblast orientována. Převzato z Park J.[33].



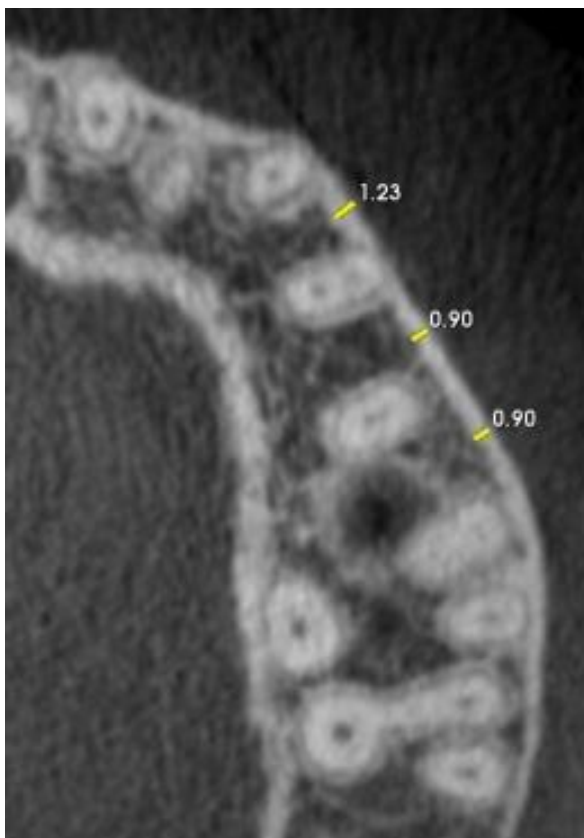
Obr.36 Obr. znázorňuje orientaci dle roviny FH. Převzato z Park J.[33].

Samotné měření bylo prováděno na axiálních řezech multiplanárního zobrazení (MPR), zvětšených na celou obrazovku počítače. MPR je nejčastějším způsobem prohlížení CT snímků. Jedná se o zobrazení v individuálně zvolených rovinách (axiální, sagitální a koronární). Místo, které si uživatel ve virtuálním prostoru prohlíží, je průsečíkem zvolených rovin.

V CT řezech lze libovolně s vysokou přesností měřit. Měření patří mezi základní funkce. Díky kalibraci přístroje je možné přesnost v měření ověřovat a průběžně kontrolovat.

3.2.2.1 Analýza tloušťky vestibulární kortikalis v laterálních úsecích horní čelisti.

V programovém prostředí multiplanárního zobrazení byla nejprve stanovena cementosklovinná hranice u jednotlivých zubů. Od této hranice byla určena rovina měření, a to ve vzdálenosti 5, 7 a 9 mm směrem k apexům příslušných zubů. V těchto hladinách bylo provedeno měření tloušťky vestibulární kortikalis na axiálních řezech a/ mezi špičákem a prvním premolárem vlevo (HL3-4) b/ mezi prvním a druhým premolárem vlevo (HL4-5,) c/ mezi druhým premolárem a prvním molárem vlevo (HL5-6). U každého pacienta bylo změřeno celkem ve všech rovinách (5,7 a 9 mm od cementosklovinné hranice) 9 hodnot tloušťky vestibulární kortikalis (Obr.37). Individuálně u každého snímku bylo nastaveno okénko zobrazovaných CT čísel tak, aby byla hranice kortikalis dobře zřetelná (Windowing). K rozlišování detailů a struktur různých denzit (CT čísel) je použito různých odstínů šedi. Monitor počítače 256 zobrazitelných odstínů šedi rozdělí mezi všechny hodnoty denzit, které detektor rentgenového záření zachytil. Toto rozmístění ale není výhodné k rozlišení všech detailů, proto se pro zobrazení vybere jen požadovaná oblast denzit. V praxi windowing probíhá tak, že vybereme ve výchozím snímku dvě prahové hodnoty jasů. Jasy pod prvním prahem budou ve výsledném snímku černé, jasy nad druhým budou mít bílou barvu. Hodnoty mezi prahy budou lineárně rozděleny od tmavě šedé po světle šedou. Tím se vybere tzv. okénko (angl. window) jasů, které zůstanou viditelné. Poloha a šířka okénka nám umožní se zaměřit pouze na jednu oblast jasů, a tím si zvětšit kontrast pro rozpoznání detailů



Obr.37: Axiální řez částí horní čelisti, naznačené jsou výsledky měření tloušťky vestibulární kortikalis. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

3.2.2.2 Analýza tloušťky kortikální kosti v horní čelisti palatinálně.

Ve stejných výškových rovinách jako u předchozích měření (5,7 a 9 mm od cementosklovinné hranice) a v levém horním kvadrantu, byla na axiálních řezech analyzována tloušťka kortikální kosti palatinálně a/ mezi špičkem a prvním premolárem (HL3-4) b/ mezi prvním a druhým premolárem (HL4-5) c/ mezi druhým premolárem a prvním molárem (HL5-6), d/ mezi prvním a druhým molárem (HL6-7). U každého pacienta byly změřeny v jednotlivých rovinách (5,7 a 9 mm od cementosklovinné hranice) celkem 4 hodnoty tloušťky vestibulární kortikalis (Obr.38). Individuálně u každého snímku bylo nastaveno okénko zobrazovaných CT čísel tak, aby byla hranice kortikalis dobře zřetelná.

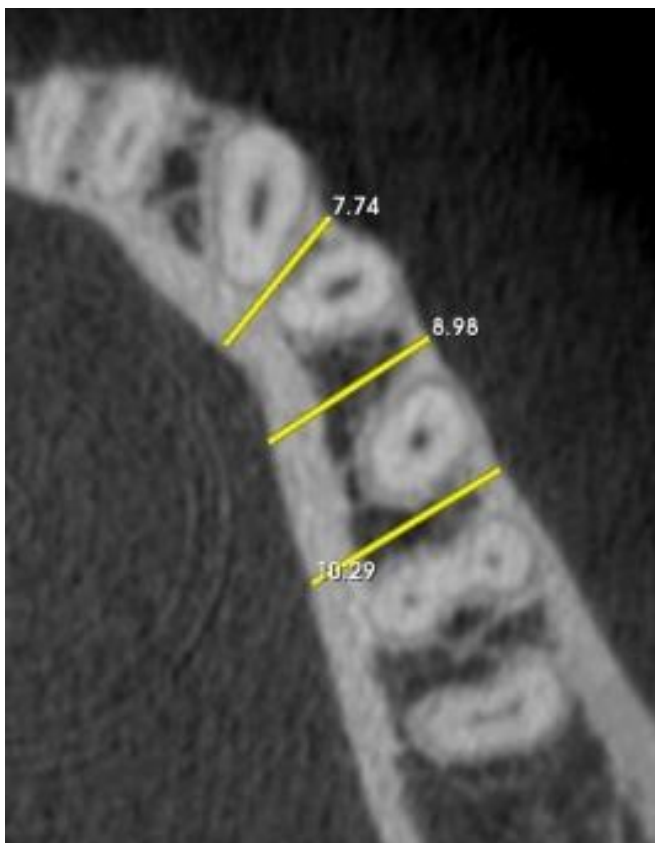


Obr.38: Axiální řez horní čelisti s naznačenými výsledky měření kortikální kosti palatinálně. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

3.2.2.3 Analýza celkové šířky alveolárního výběžku dolní čelisti v místech mezi kořeny zubů v laterálním úseku

V rovinách 5,7 a 9 mm od cementosklovinné hranice bylo na axiálních řezech dolní čelisti analyzována celková šířka alveolárního výběžku v místech mezi kořeny jednotlivých zubů a/ mezi špičákem a prvním premolárem (DL3-4) b/ mezi prvním a druhým premolárem (DL4-5) c/ mezi druhým premolárem a prvním molárem (DL5-6).

Detail měření znázorňuje obrázek (Obr.39). U každého pacienta bylo změřeno celkem 9 hodnot šířky alveolárního výběžku. Individuálně u každého snímku bylo nastaveno okénko zobrazovaných CT čísel tak, aby byly dobře patrné hranice kořenů zubů.



Obr.39: Axiální řez částí dolní čelisti s naznačenými výsledky měření šířky celého alveolárního výběžku. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

3.2.2.4. Statistické metody

Získaná data byla nejprve zpracována metodou popisné statistiky. Všechny výsledky byly seřazeny do tabulky v programu Excel (Microsoft Office) a statisticky zpracovány programem Statistica (StatSoft, Tulsa, USA). Výsledky jednotlivých měření zahrnují aritmetický průměr, medián, minimální a maximální hodnoty a směrodatnou odchylku (SD). Dále byly porovnány pomocí párového t-testu výsledky tloušťky vestibulární i palatinální kortikalis v jednotlivých rovinách měření. Hladina významnosti byla stanovena na úrovni 5%. Rovněž tak byly porovnány naměřené hodnoty šířky alveolárního výběžku v jednotlivých rovinách. Všechny statistické testy byly provedeny jako parametrické, rozložení naměřených hodnot bylo předem zkontrolováno na histogramech.

3.3. Výsledky

3.3.1. Výsledky analýzy tloušťky vestibulární kortikalis v laterálních úsecích čelisti

V tabulce 3 a 4 jsou uvedeny výsledky měření tloušťky vestibulární kortikalis v laterálních úsecích horní čelisti. První tabulka zachycuje všechny hodnoty měření. Druhá tabulka pak souhrně maximální a minimální hodnotu, aritmetický průměr, směrodatnou odchylku a medián. Naměřené hodnoty jsou v rozmezí 0,45 mm do 2,3 mm.

V tabulce 5 jsou uvedeny výsledky statistického zhodnocení rozdílů v hodnotách tloušťky kortikalis mezi jednotlivými rovinami. Porovnávány byly hodnoty z roviny 5mm od cementosklovinné hranice vůči hodnotám ze 7 mm , a hodnoty z roviny 7 mm vůči hodnotám z 9 mm.

Výsledky byly zhodnoceny s 5% rizikem statistické chyby (to znamená 5 % ní pravděpodobnost, že ve skutečnosti rozdílné být nemusí). Hladina významnosti (signifikance): je p hodnota 0,05. Rozdílné výsledky, označené červeně, jsou významné při $p < 0,05$ (tuto hladinu významnosti používáme ve statistice nejčastěji).

Statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými rovinami byl zaznamenán pouze mezi rovinami 7 a 9 mm od CEJ v místech mezi druhým premolárem a molárem. (HL5-6). Naopak mezi rovinami 5 mm a 7 mm nebyl rozdíl ani v jednom místě statisticky významný. Jinými slovy tloušťka vestibulární kortikalis mezi rovinami 7 mm a 9 mm v horní čelisti v okolí prvního moláru stoupá směrem k apexům příslušných zubů na 5% hladině statistické významnosti.

Tab. 3: Horní čelist - tloušťka vestibulární kortikalis v jednotlivých místech a rovinách:

N	5HL3-4	5HL4-5	5HL5-6	7HL3-4	7HL4-5	7HL5-6	9HL3-4	9HL4-5	9HL5-6
1	1,3	0,9	0,7	1,2	0,9	0,7	1,3	0,8	0,9
2	0,9	0,9	0,8	1,4	0,7	0,9	0,9	0,9	0,8
3	0,8	0,8	0,6	1,3	0,8	0,9	1,3	0,9	0,8
4	0,5	0,6	0,5	0,8	0,7	0,5	1,1	0,9	1,1
5	0,6	1,4	0,5	1,4	0,8	0,5	1,5	0,8	0,6
6	1,0	1,2	1,0	1,2	1,3	0,7	1,6	1,1	1,4
7	0,6	0,7	0,5	1,4	1,3	1,1	1,4	1,2	1,3
8	1,2	1,2	1,2	1,4	1,0	1,1	0,9	1	1,2
9	1,2	1,1	1,3	0,6	0,7	0,7	1,1	1,2	1,1
10	0,7	1,3	1,0	0,8	1,3	1,2	1,1	1,5	1,1
11	1,5	1,0	1,2	1,5	1,5	1,1	1,6	1,8	2,1
12	0,7	0,7	1,1	1,8	1,4	1,4	0,8	0,7	1,6
13	0,7	1,7	1,6	0,9	0,8	0,9	0,8	1,1	1,7
14	1,5	1,1	0,9	0,8	1,2	0,8	0,6	1,2	1,5
15	0,7	0,9	1,1	0,8	1,3	1,3	0,8	1,1	0,9
16	0,9	0,9	0,8	0,7	1,3	1,0	0,6	0,9	0,9
17	1,4	1,3	1,3	0,6	1,3	1,4	1	0,8	1,4
18	1,4	0,8	0,8	0,9	1,2	1,2	1,3	1,2	1,6
19	1,1	0,9	1,3	0,9	1,2	1,2	1,1	1,4	1,0
20	1,3	1,2	1,6	0,9	1,2	1,6	0,9	0,9	1,3
21	1,1	0,9	1,3	0,5	0,7	0,7	0,9	1,1	1,4
22	0,9	1,2	1,3	0,9	0,9	1,1	0,6	0,7	0,7
23	0,8	0,9	0,9	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,8
24	0,8	1,0	1,1	0,6	0,6	0,7	1,6	1,6	1,7
25	0,6	0,6	0,6	1,5	1,6	1,6	1,4	1,4	1,5
26	0,6	0,6	0,7	1,2	1,5	1,5	0,9	1,2	1,8
27	1,2	1,3	1,3	1,1	0,7	1,1	1,3	2,3	1,7
28	1,2	1,3	1,3	1,7	1,7	1,7	1,6	2,1	2,1
29	0,9	1,4	1,3	1,5	2	1,7	1,3	1,2	1,3
30	1,9	1,7	1,8	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6
31	1,5	2	2	1,5	1,7	1,7	1,9	1,9	1,9
32	1,9	1,9	2	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7
33	1,5	1,7	1,7	1,3	1,4	1,4	1,1	1,2	1,2
34	1,4	1,8	1,6	1,2	1,3	1,3	1,5	1,5	1,5
35	1,4	1,5	1,5	1,1	1,1	1,3	1,5	1,9	2
36	1,3	1,7	1,7	1,7	1,5	1,5	1,6	1,7	1,8
37	1,4	1,4	1,4	1,6	1,7	1,7	1	0,7	1,1
38	1,9	1,7	1,7	1,1	0,7	1	1,5	1,4	1,4
39	1,4	1,3	1,5	1,2	1,3	1,3	1,5	1,4	1,3
40	1	1,1	1,1	1,3	1,2	1,8	0,7	0,8	0,9
41	1,3	1,4	1,2	0,7	0,8	0,8	0,7	0,9	1,2
42	1,3	1,2	1,2	0,7	0,9	1,2	1,1	1,2	1,1
43	0,7	0,7	0,7	0,9	1,1	1,1	1	1	1,1
44	0,7	1	1,2	1	1	1,1	1,3	1,4	1,4
45	1	1,1	1,1	1,3	1,2	1,3	1,2	1,2	1,2
46	0,8	0,8	0,9	0,9	1,1	1,1	2,2	2,1	2,2
47	1,2	1,2	1,3	2,1	1,9	2,2	1,8	1,9	1,9
48	1,1	1,1	1,2	1,8	1,8	1,8	1,5	1,5	1,6
49	2,2	2,2	2,3	1,5	1,6	1,5	1	0,9	1
50	1,8	1,8	1,8	1	1	1,1	1,4	1,6	1,5
51	1,5	1,5	1,5	1	1,8	1,4	1,5	1,2	1,8
52	0,9	0,9	0,9	1,4	1,4	1,6	1,9	1,9	1,4
53	1	1,7	1	1,7	2	1,8	1,6	1,8	1,8
54	1,2	1,6	1	1,5	1,5	1,5	1,5	1,4	1,5
55	1,9	1,9	1,9	1,3	1	1,1	1,5	1,5	1,5
56	1,4	1,6	1,6	1,6	1,6	1,6	1,4	1,4	1,4
57	1,6	1,3	1,3	1,2	1	1	1,1	1,1	1,2
58	1,6	1,6	1,6	1	1,1	1,2	1,3	1,4	1,6
59	1,5	1,6	1,5	1,4	1,3	1,2	1,6	1,6	1,5
60	1	1,1	0,9	0,9	1	0,8	1,2	1,2	1

Legenda: 5HL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 5 mm od CEJ, 7HL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 7 mm od CEJ, 9HL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 9 mm od CEJ.

Tab. 4: Souhrnná tabulka výsledků měření tloušťky kortikalis v jednotlivých místech: minimum, maximum, aritmetický průměr, směrodatná odchylka a medián.

Horní čelist

Výška od CEJ	Oblast měření	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián
5	HL 3-4	1,17	0,54	2,2	0,39	1,2
	HL 4-5	1,24	0,60	2,2	0,39	1,19
	HL 5-6	1,23	0,45	2,3	0,41	1,23
7	HL 3-4	1,18	0,51	2,1	0,36	1,2
	HL 4-5	1,22	0,6	2,0	0,36	1,22
	HL 5-6	1,22	0,6	2,2	0,37	1,3
9	HL 3-4	1,25	0,6	2,2	0,36	1,3
	HL 4-5	1,29	0,7	2,3	0,39	1,2
	HL 5-6	1,37	0,6	2,2	0,37	1,4

Legenda: HL- horní čelist vlevo, CEJ- cementoskovinná hranice, SD - směrodatná odchylka.

Tab. 5: Výsledky párového t-testu porovnávajícího rozdíly tloušťky vestibulární kortikalis mezi jednotlivými rovinami v horní čelisti. Červeně zvýrazněné hodnoty jsou statisticky významné.

Roviny od CEJ	Oblast mezi kořeny zubů					
	HL 3-4		HL 4-5		HL 5-6	
	Rozdíl	Hodnota P	Rozdíl	Hodnota P	Rozdíl	Hodnota P
5 a 7	-0,006	0,915	0,017	0,762	0,001	0,983
7 a 9	-0,074	0,133	-0,068	0,241	-0,15	0,006

Legenda: HL- horní čelist vlevo, CEJ- cementoskovinná hranice, Hodnota P- statistická hladina významnosti.

3.3.2 Výsledky analýzy tloušťky kortikální kosti v horní čelisti palatinálně.

V tabulce 6 a 7 jsou uvedeny výsledky měření tloušťky kortikalis v horní čelisti palatinálně. První tabulka zachycuje všechny hodnoty měření. Druhá tabulka pak souhrně maximální a minimální hodnotu, aritmetický průměr, směrodatnou odchylku a medián. Naměřené hodnoty jsou v rozmezí 0,47 mm do 3,21 mm.

V tabulce 8 jsou uvedeny výsledky statistického zhodnocení rozdílů mezi jednotlivými rovinami. Porovnávány byly hodnoty z roviny 5mm od cementosklovinné hranice vůči hodnotám ze 7 mm , a hodnoty z roviny 7 mm vůči hodnotám z 9 mm.

Výsledky byly zhodnoceny s 5% rizikem statistické chyby (to znamená 5 % ní pravděpodobnost, že ve skutečnosti rozdílné být nemusí). Hladina významnosti (signifikance): je p hodnota 0,05. Rozdílné výsledky, označené červeně, jsou významné při $p < 0,05$ (tuto hladinu významnosti používáme ve statistice nejčastěji).

Statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými rovinami byl zaznamenán pouze mezi rovinami 7 a 9 mm od CEJ v místech mezi druhým premolárem a molárem. (HL5-6). Naopak mezi rovinami 5 mm a 7 mm nebyl rozdíl ani v jednom místě statisticky významný. Jinými slovy tloušťka palatinální kortikalis mezi rovinami 7 mm a 9 mm v horní čelisti v okolí prvního moláru stoupá směrem k apexům příslušných zubů na 5% hladině statistické významnosti.

Síla patrové kortikalis je velmi variabilní, apikálním směrem sice tloušťka mezi rovinami měření 5 a 7 mm většinou roste, ale bez statistické významnosti. Mezi rovinami 7 a 9 mm síla kortikalis roste také, statisticky významně ale pouze v místě druhého premoláru a moláru.

Hodnoty tloušťky kortikalis palatinálně ve všech měřených místech dosahují průměrně více než 1 mm.

Tab. 6: Horní čelist - tloušťka palatinální kortikalis v jednotlivých místech a rovinách:

N	5HL3-4	5HL4-5	5HL5-6	5HL6-7	7HL3-4	7HL4-5	7HL5-6	7HL6-7	9HL3-4	9HL4-5	9HL5-6	9HL6-7
1	1,1	1,9	1,2	1,0	1,5	1,4	1,3	1,7	1,2	1,7	1,3	1,5
2	1,3	1,4	1,0	2,1	2,2	2,1	0,8	1,3	1,2	1,6	1,2	1,0
3	1,2	1,6	1,2	1,0	1,8	1,6	1,6	1,2	2,3	1,6	1,4	1,3
4	2,3	1,6	1,4	1,3	2,4	1,3	1,1	1,2	2,1	1,7	0,6	1,5
5	2,7	1,7	0,6	1,5	1,8	1,5	1,0	1,0	3,2	1,9	1,6	1,5
6	3,2	1,9	1,6	1,5	1,9	1,3	0,6	1,2	1,6	1,3	1,3	0,5
7	1,6	1,2	1,3	0,5	2,1	1,0	1,7	1,8	1,0	1,1	0,9	0,5
8	1,0	1,1	0,9	0,5	0,9	1,5	1,6	1,3	1,8	1,6	1,2	1,4
9	1,8	1,6	1,2	1,4	1,7	1,2	1,6	1,3	1,6	2,2	1,7	1,4
10	1,6	2,2	1,7	1,4	2,7	1,1	1,1	1,1	2,6	1,5	1,7	1,4
11	2,6	1,5	1,7	1,4	2,3	1,8	1,7	1,8	2,2	2,2	1,8	1,6
12	2,2	2,2	1,8	1,6	2,2	1,7	1,0	1,1	1,8	2,0	2,2	2,1
13	1,8	2,0	2,2	2,1	2,0	1,9	1,0	1,0	1,5	1,3	1,1	0,7
14	1,5	1,3	1,1	0,7	2,2	1,5	1,1	1,2	1,9	0,6	1,2	1,3
15	1,9	0,6	1,2	1,3	2,2	1,5	1,0	1,8	1,1	0,9	1,2	0,8
16	1,1	0,9	1,2	0,8	1,9	1,3	1,0	1,0	1,1	1,1	1,6	1,2
17	1,1	1,1	1,6	1,2	1,8	1,3	1,1	0,7	1,5	1,4	1,1	0,7
18	1,8	2,1	2,3	2,1	1,1	1,5	1,6	1,1	0,8	0,6	1,5	1,6
19	1,8	1,5	1,1	1,0	1,8	1,5	1,2	1,4	1,5	1,2	0,9	1,0
20	1,8	2,0	0,9	1,2	2,0	2,4	2,4	0,9	2,1	2,5	2,5	1,0
21	1,4	1,3	1,3	0,6	1,5	1,7	1,1	1,4	1,8	2,4	1,4	1,5
22	1,2	1,1	1,2	1,5	1,1	1,5	1,1	1,2	1,8	1,8	1,6	0,7
23	1,7	1,3	1,5	1,2	1,2	1,6	1,4	1,3	1,8	1,1	1,6	1,2
24	1,3	1,6	1,2	1,3	1,3	1,7	1,5	1,4	1,9	1,2	1,7	1,3
25	1,4	1,7	1,2	1,3	1,2	1,7	1,5	1,4	1,8	1,8	1,6	1,2
26	1,4	1,6	1,3	1,2	1,3	0,9	1,4	1,2	2,1	1,5	1,5	1,3
27	1,8	2,0	0,9	1,2	1,2	1,3	1,7	1,0	1,9	1,8	1,8	1,6
28	1,5	1,3	1,2	1,4	1,8	1,6	1,2	1,4	1,3	1,7	0,9	1,0
29	1,5	1,2	1,4	1,3	1,5	1,4	1,2	1,2	1,5	1,2	0,9	1,0
30	1,3	1,3	0,9	0,9	1,9	1,2	0,9	1,2	1,4	0,7	1,1	1,4
31	1,3	0,9	1,2	1,2	2,2	1,7	1,2	1,3	1,8	2,1	1,7	0,8
32	0,8	1,4	1,6	1,3	1,5	1,0	0,9	1,0	1,6	1,1	0,8	2,2
33	0,7	0,8	0,9	0,9	1,3	1,6	0,9	1,2	1,5	1,8	1,2	1,1
34	1,0	0,8	0,9	1,1	1,2	1,9	0,8	1,2	1,4	1,5	1,5	1,4
35	1,5	0,8	1,1	1,1	1,2	1,5	0,8	1,2	1,5	1,9	1,1	1,1
36	1,6	1,2	1,3	0,5	2,1	1,2	1,7	1,8	1,0	1,2	0,9	0,5
37	1,0	1,1	0,9	0,5	1,1	1,5	1,7	1,4	1,8	1,6	1,2	1,4
38	1,8	1,6	1,2	1,4	1,7	1,2	1,6	1,3	1,6	2,2	1,7	1,4
39	1,6	2,2	1,7	1,4	2,7	1,1	1,2	1,1	2,4	1,5	1,7	1,4
40	1,2	1,5	1,6	1,4	2,3	1,9	1,7	1,8	2,2	2,3	1,8	1,6
41	2,2	2,2	1,8	1,6	2,3	1,7	1,0	1,1	1,8	2,1	2,2	2,1
42	1,8	2,0	2,2	2,2	2,0	1,9	1,0	1,0	1,5	1,3	1,5	0,7
43	1,5	1,4	1,2	0,7	2,2	1,5	1,1	1,2	1,9	0,6	1,3	1,3
44	1,9	0,7	1,2	1,3	2,2	1,5	1,0	1,8	1,1	1,1	1,2	0,8
45	1,2	0,9	1,2	0,8	1,9	1,3	1,0	1,0	1,2	1,1	1,6	1,2
46	1,1	1,2	1,6	1,2	1,8	1,3	1,1	0,8	1,5	1,5	1,1	0,7
47	2,1	2,1	2,2	2,1	1,0	1,5	1,8	1,4	0,8	0,6	1,5	1,6
48	1,8	1,5	1,1	1,1	1,8	1,6	1,2	1,4	1,5	1,2	1,1	1,0
49	1,8	2,0	0,9	1,2	0,9	2,4	2,4	0,9	2,1	2,5	2,5	1,0
50	1,4	1,3	1,3	0,8	1,5	1,6	1,1	1,4	1,8	2,4	1,4	1,5
51	1,3	1,1	1,2	1,5	1,1	1,5	1,2	1,2	1,8	1,8	1,6	0,7
52	1,7	1,2	1,5	1,2	1,2	1,6	1,5	1,4	1,8	1,1	1,6	1,2
53	1,6	1,6	1,2	1,3	1,3	1,7	1,5	1,6	2,0	1,2	1,8	1,3
54	1,5	1,8	1,3	1,3	1,2	1,7	1,5	1,4	1,8	1,7	1,6	1,2
55	1,3	1,6	1,5	1,3	1,3	1,1	1,4	1,2	2,1	1,5	1,6	1,3
56	1,7	2,0	1,8	1,4	1,1	1,3	1,7	1,0	1,9	1,8	1,8	1,7
57	1,4	1,3	1,3	1,4	1,9	1,5	1,2	1,4	1,3	1,7	1,1	1,0
58	1,5	1,2	1,4	1,3	1,5	1,5	1,1	1,2	1,5	1,3	0,9	1,0
59	1,4	1,3	1,1	0,9	1,9	1,2	0,8	1,1	1,5	0,7	1,1	1,4
60	1,3	1,1	1,2	1,2	2,2	1,6	1,2	1,4	1,9	1,9	1,7	0,8

Legenda: 5HL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 5 mm od CEJ, 7HL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 7 mm od CEJ, 9HL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 9 mm od CEJ.

Tabulka 7: Výsledky analýzy tloušťky palatinální kortikální kosti v jednotlivých místech: minimum, maximum, aritmetický průměr, směrodatná odchylka a medián.

Výška od CEJ	Oblast měření	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián
5	HL 3-4	1,57	0,74	3,21	0,44	1,51
	HL 4-5	1,46	0,64	2,21	0,35	1,43
	HL 5-6	1,34	0,61	1,28	0,35	1,23
	HL 6-7	1,24	0,47	2,20	0,39	1,27
7	HL 3-4	1,69	0,9	2,69	0,46	1,77
	HL 4-5	1,50	0,91	2,4	0,29	1,49
	HL 5-6	1,27	0,62	2,35	0,35	1,18
	HL 6-7	1,26	0,74	1,84	0,24	1,24
9	HL 3-4	1,67	0,76	3,20	0,44	1,75
	HL 4-5	1,52	0,6	2,51	0,49	1,53
	HL 5-6	1,43	0,61	2,46	0,38	1,47
	HL 6-7	1,21	0,47	2,15	0,38	1,24

Legenda: HL- horní čelist palatinálně vlevo, CEJ- cementosklovinná hranice, SD - směrodatná odchylka.

Tabulka 8: Výsledky párového t-testu porovnávajícího rozdíly tloušťky palatinální kortikální kosti mezi jednotlivými rovinami v horní čelisti.

Roviny od CEJ	Oblast mezi kořeny zubů							
	HP 3-4		HP 4-5		HP 5-6		HP 6-7	
	Rozdíl	Hodnota P	Rozdíl	Hodnota P	Rozdíl	Hodnota P	Rozdíl	Hodnota P
5 a 7	-0,128	0,075	-0,044	0,489	0,061	0,344	-0,026	0,693
7 a 9	0,019	0,801	-0,019	0,744	0,161	0,001	0,056	0,359

Legenda: HP- horní čelist, CEJ- cementosklovinná hranice, Hodnota P- statistická hladina významnosti

3.3.3. Výsledky analýzy celkové šířky alveolárního výběžku v laterálním úseku dolní čelisti v místech mezi kořeny zubů

V tabulce 9 a 10 jsou uvedeny výsledky měření šířky alveolárního výběžku dolní čelisti. První tabulka zachycuje všechny hodnoty měření. Druhá tabulka pak souhrně maximální a minimální hodnotu, aritmetický průměr, směrodatnou odchylku a medián. Naměřené hodnoty jsou v rozmezí 6,01 mm do 13,55 mm. Alveolární výběžek dolní čelisti je průměrně nejširší mezi druhým premolárem a prvním molárem (DL5-6) a to ve všech rovinách měření.

V tabulce 11 jsou uvedeny výsledky statistického zhodnocení rozdílů v hodnotách šířky alveolu mezi jednotlivými rovinami měření. Porovnávány byly hodnoty z roviny 5mm od cementosklovinné hranice vůči hodnotám ze 7 mm , a hodnoty z roviny 7 mm vůči hodnotám z 9 mm. Hladina statistické významnosti je hodnota $p = 0,05$. Rozdílné výsledky, označené červeně, jsou významné při $p < 0,05$. Byl zaznamenán rozdíl na hladině významnosti $p < 0,05$ v hodnotách šířky alveolárního výběžku mezi rovinami 5 mm a 7 mm od CEJ v místě levé 4-5 (DL 4-5), a mezi rovinami 7 mm a 9 mm ve všech měřených místech (DL 3-4, DL 4-5, DL 5-6). V těchto místech je rozšiřování alveolárního výběžku směrem k apexům příslušných zubů statisticky významné.

Tab. 9: Dolní čelist - tloušťka alveolárního výběžku v jednotlivých místech a rovinách:

N	5HL3-4	5HL4-5	5HL5-6	7HL3-4	7HL4-5	7HL5-6	9HL3-4	9HL4-5	9HL5-6
1	9,5	9,4	10,5	9,8	10,5	11,3	10,6	10,7	11,7
2	7,4	8,9	9,3	7,2	8,3	8,9	7,5	8,5	9,5
3	9,5	9,4	10,5	9,6	10,8	11,6	10,3	11,0	12,3
4	7,5	7,7	9,7	7,4	7,0	8,3	6,7	7,3	9,8
5	7,6	8,4	9,6	10,3	10,5	10,4	11,1	12,2	12,1
6	7,7	7,2	6,6	7,4	10,1	12,2	8,9	9,8	12,4
7	11,1	9,0	7,8	7,8	9,5	11,4	7,5	9,0	11,2
8	10,0	10,9	11,9	6,3	8,8	10,4	7,3	8,3	9,7
9	6,5	6,8	8,8	8,5	8,4	9,9	7,9	8,0	9,6
10	8,2	9,2	10,2	8,0	8,0	9,4	9,3	9,8	10,8
11	9,7	7,2	8,5	7,5	8,7	10,5	8,4	9,2	10,3
12	8,4	7,3	9,2	7,9	8,2	10,4	7,9	8,8	8,9
13	7,9	7,6	10,0	11,9	13,6	12,1	11,4	12,8	11,9
14	11,1	12,1	11,0	9,2	8,7	8,4	8,6	6,1	9,1
15	8,4	7,0	9,5	9,2	9,7	11,3	8,9	10,0	11,5
16	7,2	8,0	10,6	8,7	9,5	11,3	10,2	11,1	12,5
17	7,4	7,3	9,9	7,5	8,7	9,7	8,0	7,5	7,3
18	6,9	8,5	9,8	11,0	12,2	10,1	10,4	11,9	10,9
19	9,7	10,5	11,4	6,6	8,4	10,6	7,9	8,8	10,0
20	7,6	7,8	9,8	9,5	9,4	10,8	8,9	8,5	9,9
21	7,7	7,3	8,1	6,0	6,0	7,5	7,3	7,8	8,9
22	8,5	8,4	9,4	8,9	9,4	10,4	9,7	9,8	10,7
23	8,6	8,7	9,9	7,6	9,0	8,7	7,9	8,8	10,0
24	9,6	9,7	10,9	9,5	11,1	11,6	10,7	12,1	12,1
25	7,4	7,6	8,7	7,4	7,0	8,3	6,8	7,3	9,8
26	7,6	8,4	9,6	10,3	10,5	10,4	11,1	12,2	12,1
27	7,7	7,2	6,6	7,4	10,1	12,2	8,9	9,8	12,4
28	11,0	8,6	8,0	7,7	9,7	11,5	7,6	9,4	11,9
29	9,0	11,9	11,0	7,3	10,8	10,4	8,3	8,3	10,6
30	7,9	7,7	8,7	8,2	8,8	10,9	8,9	8,5	9,9
31	9,2	10,2	10,2	9,6	10,0	10,4	9,3	9,8	10,8
32	8,7	8,0	8,4	8,5	8,7	9,5	8,4	9,2	10,3
33	7,4	7,3	9,2	8,0	8,3	10,5	7,8	8,7	9,9
34	8,5	8,6	10,0	8,9	9,2	10,5	10,7	11,8	12,2
35	10,1	13,1	10,0	7,2	6,6	8,3	9,6	9,1	9,2
36	7,4	6,9	8,7	8,2	8,7	10,2	8,0	9,0	10,5
37	7,1	7,8	10,6	8,6	9,5	11,3	10,2	12,0	12,5
38	8,5	7,7	9,7	7,4	8,1	9,9	9,7	8,8	8,0
39	7,9	9,6	10,7	8,2	10,1	10,8	9,4	10,5	11,5
40	9,0	10,9	11,9	6,4	8,8	10,4	7,3	8,3	9,7
41	7,4	7,8	8,8	8,5	8,4	9,7	7,9	8,0	9,6
42	8,4	9,3	10,1	8,1	7,3	9,5	9,2	9,9	10,9
43	8,5	7,7	9,2	7,9	8,2	10,1	7,9	9,9	9,9
44	8,5	8,9	10,1	8,7	9,3	10,6	11,4	10,1	11,8
45	10,1	9,1	8,8	7,5	9,5	11,3	7,9	9,1	11,1
46	9,0	9,9	10,9	8,3	8,8	10,4	8,4	9,3	9,8
47	6,5	6,8	8,8	8,5	8,4	9,9	7,9	8,0	9,6
48	8,0	9,2	10,2	8,1	8,0	9,4	9,3	9,8	10,9
49	9,3	7,3	9,5	7,3	8,8	10,3	8,2	10,0	10,3
50	8,5	7,3	9,2	7,9	8,2	10,4	7,8	8,8	8,9
51	7,5	7,6	10,0	7,9	8,1	10,4	11,4	12,8	11,8
52	10,1	9,1	10,1	7,3	6,9	8,2	8,6	9,1	9,1
53	7,4	6,0	8,5	8,2	8,7	10,3	7,9	9,0	10,5
54	7,3	8,0	9,6	8,6	9,5	11,3	10,2	11,1	12,7
55	9,9	8,6	10,6	11,7	12,3	12,0	11,2	12,6	11,2
56	9,9	10,9	11,9	6,3	8,8	10,4	7,3	8,3	9,7
57	6,6	6,6	8,7	8,6	8,9	9,9	7,7	8,3	9,4
58	8,3	9,3	9,1	9,0	9,0	10,4	9,4	10,9	10,8
59	10,5	10,4	11,5	10,8	10,5	11,3	12,6	11,8	11,8
60	7,5	8,8	10,3	7,6	8,5	9,0	7,3	8,6	10,6

Legenda: 5DL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 5 mm od CEJ, 7DL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 7 mm od CEJ, 9DL místa mezi kořeny příslušných zubů v rovině 9 mm od CEJ.

Tab.10: Dolní čelist – tloušťka alveolárního výběžku v jednotlivých místech: minimum, maximum, aritmetický průměr, směrodatná odchylka pro ukazatele hodnot a medián.

Dolní čelist

Výška od CEJ	Oblast měření	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Medián
5	DL 3-4	8,45	6,52	11,14	1,182	8,37
	DL 4-5	8,57	6,04	13,09	1,448	8,44
	DL 5-6	9,68	6,64	11,91	1,126	9,73
7	DL 3-4	8,31	6,16	11,92	1,250	8,16
	DL 4-5	9,08	6,01	13,55	1,350	8,80
	DL 5-6	10,28	7,52	12,20	1,053	10,38
9	DL 3-4	8,90	6,66	12,64	1,380	8,59
	DL 4-5	9,60	6,14	12,83	1,530	9,16
	DL 5-6	10,58	7,28	12,66	1,209	10,54

Legenda: DL- Dolní čelist vlevo, CEJ- cementosklovinná hranice, SD - směrodatná odchylka.

Tab. 11: Výsledky párového t-testu porovnávajícího rozdíly v hodnotách tloušťky alveolárního výběžku mezi jednotlivými rovinami v dolní čelisti. Červeně zvýrazněné hodnoty jsou statisticky významné.

Roviny od CEJ	Oblast mezi kořeny zubů					
	DL 3-4		DL 4-5		DL 5-6	
	Rozdíl	Hodnota P	Rozdíl	Hodnota P	Rozdíl	Hodnota P
5 a 7	0,134	0,586	-0,521	0,040	-0,607	0,004
7 a 9	-0,592	0,000	-0,510	0,002	-0,293	0,021

Legenda: DL- dolní čelist vlevo, CEJ- cementoskovinná hranice, Hodnota P- statistická hladina významnosti.

3.4. Diskuze

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 [26]. Zásadní vliv na iniciální stabilitu minišroubu má tloušťka kortikální vrstvy kosti [96]. Kortikální kost má vyšší modul elasticity než spongiózní kost, je silnější a odolnější vůči deformaci a snese větší zatížení [30]. V několika studiích bylo prokázáno, že silnější vrstva kortikalis dodává vyšší primární stabilitu minišroubu [31,32]. Taktéž hodnocením tloušťky kortikální vrstvy alveolární kosti se zabývalo již několik zahraničních studií.

Baumgaerthel [30] provedl měření na snímcích ze CBCT. Na souboru 30 lebek zjistil, že tloušťka kortikalis v dolní čelisti je větší než v horní čelisti. Zatímco v dolní čelisti tloušťka kortikalis od cementosklovinné hranice směrem k apexům stoupá, v horní čelisti je nejtenší v rovině 4 mm od CEJ. Kim [38], který prováděl měření na 23 preparátech horních čelistí došel k závěru, že tloušťka kortikalis v horní čelisti směrem od cementosklovinné hranice nejprve klesá a poté opět stoupá. Palatinálně nejsilnější vrstvu kortikalis našel v linii 6 mm od cementosklovinné hranice v oblasti mezi premoláry, u molárů byla nejsilnější vrstva 2 mm od CEJ. Park [33] hodnotil stejně jako já CBCT snímky 60 dospělých pacientů. Bukální vrstva kortikalis v horní čelisti se sice směrem od CEJ k apexům zvyšovala, ale ne tak jednoznačně jako v dolní čelisti. Samotné hodnoty v horní čelisti se v různých rovinách příliš neliší. V mém souboru bylo 60 dospělých pacientů. Zaměřoval jsem se na měření kortikalis pouze v horní čelisti a v místech nejčastější inzerce minišroubů (od špičáku po první molár). Protože palatinálně často umísťujeme minišrouby mezi moláry rozšířil jsem měření i na tuto oblast.

Bukálně byly hodnoty kortikalis v rozmezí 0,45 mm do 2,3 mm. Statisticky významné rozdíly

mezi hodnotami v různých rovinách měření byly nalezeny v oblasti mezi druhým premolárem a molárem. Tam tloušťka vestibulární kortikalis stoupá statisticky významně mezi rovinou 7 mm a 9 mm od CEJ. Moje měření v rovinách 5,7 a 9 mm je metodikou stejné jako ve studiích Parka [33]. Výsledky prokazují shodně individuální variabilitu a určitou tendenci k zvětšování hodnot směrem k apexům. Vzhledem k tomu, že mezikořenové vzdálenosti se směrem k apexům zubů zvětšují [33, 84, 97] a zároveň je apikálně větší množství kortikalis bude s ohledem na primární stabilitu nejlepší zavádět minišrouby co nejvíce apikálně. Studie Laursena [98] uvádí jako průměrnou hodnotu bukalní kortikalis v horní čelisti pouze 0,7 mm. Zavedením minišroubu pod úhlem 45° k povrchu kosti apikálním směrem se zvýší kontakt minišroubu s kortikální kostí. Takto ale více riskujeme perforaci do čelistní dutiny.

Tloušťka kortikalis palatinálně byla v mém měření v rozmezí 0,47 mm do 3,21 mm. V oblasti premolárů byla nejsilnější ve výšce 9mm od CEJ, kdežto mezi moláry byla průměrně největší hodnota kortikalis ve výšce 7 mm od CEJ. V porovnání hodnot mezi rovinami měření je statisticky významný rozdíl v hodnotách palatinální kortikalis opět mezi druhým premolárem a molárem, a to mezi rovinami 7 a 9 mm od CEJ.

V této studii jsou průměrné hodnoty palatinální kortikalis větší než vestibulární, stejně tak byly zjištěny i vyšší maximální hodnoty. Dostatečná síla kortikální vrstvy palatinálně znamená, že se jedná o vhodné místo k zavádění minišroubů. Ve svém měření to potvrzuje i Baumbaertel [40]. Doporučuje ale individuální zhodnocení kortikalis na CBCT, aby se tak předešlo možnému poškození čelistní dutiny následkem perforace. Na obrázku č.40 je vidět variabilita anatomie maxilárního sinu, což může vést k poměrně snadnému zavedení minišroubu do čelistní dutiny z patra. Celkově jsou naměřené hodnoty palatinální kortikalis v blízké shodě s výsledky studie, kterou provedl Park a Cho. [33]. Na patře musíme počítat ještě se silnější vrstvou měkkých tkání. Tu lze snadno nasondovat a podle její hodnoty vybrat správnou délku minišroubu a ev. zvolit typ s delší krčkou částí.

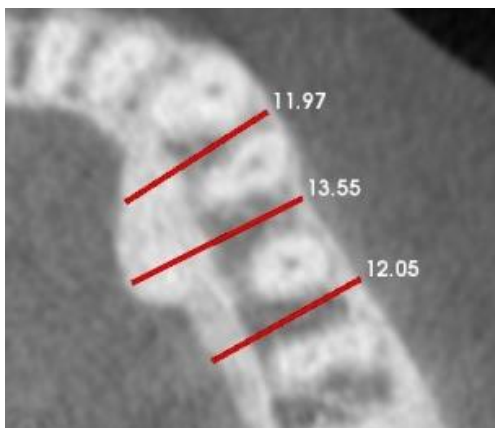
Obecně nás naměřené hodnoty průměrné síly kortikalis informují o vhodných místech pro zavádění minišroubů. Tam kde není kortikalis v dostatečné síle, studie nejčastěji uvádějí hraniční hodnotu 1 mm [34,35,36], musíme použít delší minišrouby [28]. Většího kontaktu minišroubu s kortikální kostí, a tím větší primární stability, lze dosáhnout zavedením minišroubu pod úhlem 60° nebo 70° k povrchu kosti [41,42]. Takovým zavedením apikálním směrem nejen zvýšíme kontakt minišroubu s kortikalis, ale zavádíme ho do míst z její větší tloušťkou. Zároveň bezpečněji s ohledem na možné poškození kořenů zubů, protože apikálně se mezikořenové vzdálenosti zvětšují [97]. Je ale třeba individuálně zhodnotit anatomické poměry kvůli možné perforaci do čelistní dutiny [98]. Do oblasti s menším množstvím kortikalis je doporučeno zavádět delší minišrouby a zatěžovat je postupně. V místě deformace spongiózní kosti vlivem působení minišroubu dojde časem k zvýšení denzity kosti [58].



Obr.40: Axiální řez oblastí horní čelisti ukazuje na možné anatomické podmínky čelistní dutiny. Při zavádění minišroubu z patra by hrozila komunikace do oblasti dutiny. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Při šířce kortikalis 1 mm a více je považován za dostatečný minišroub o délce 6mm. Pokud je vrstva kortikalis tenčí a primární stabilita bude záviset na spongiózní kosti, jsou vhodnější délky šroubů 8 mm a více. V dolní čelisti lze využít tzv. bi-kortikální zakotvení minišroubu (Obr. 28). Hodí se zejména u pacientů s tenkou vrstvou kortikalis, ale i úzkým alveolárním výběžkem. Brettinova studie prokázala, že bi-kortikální kotvení je celkově lepší než uni-kortikální [83]. Pokud plánujeme zavést minišroub bikortikálně, musíme znát detailně celou šířku alveolárního výběžku. Tu nelze přesně určit jinak než ze CBCT snímků.

V dolní čelisti jsem tloušťku alveolárního výběžku analyzoval na souboru 60 pacientů. Naměřené hodnoty jsou v rozmezí 6,01 mm do 13,55 mm. Alveolární výběžek dolní čelisti byl průměrně nejširší mezi druhým premolárem a prvním molárem a nejužší mezi špičákem a prvním premolárem. Stejný výsledek měla i studie Poggii [84]. Rozdíly mezi rovinami byly až na jednu výjimku statisticky významné. Síla alveolu stoupá směrem k apexům zubů. V oblasti špičáku a prvního premoláru jsem u několika pacientů identifikoval anatomický útvar torus mandibulae, který šířku alveolárního výběžku zvětšoval (Obr. 41). Během měření šířky alveolu jsem vypořádal, že tam kde je silnější alveol je i silnější vrstva kortikalis. V případech s dobrou nabídkou denzní kortikalis asi není nutné plánovat bikortikální zavedení minišroubu. Naopak je tomu u případů s celkově užším alveolem a slabší kortikalis. Naměřené minimální hodnoty síly alveolu byly ve všech místech i rovinách okolo hodnoty 6 mm. V takto tenkém alveolu lze zakotvit minišroub bikortikálně. Rizikem může být perforace lingvální kortikalis při zavedení delšího minišroubu. Následné možné zánětlivé komplikace povedou k uvolnění minišroubu.



Obr.41: Axiální řez oblastí dolní čelisti s naznačeným měřením šířky alveolárního výběžku. Přítomnost torus mandibulae výrazně šířku alveolu zvětšuje. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Naměřené průměrné výsledky jsou vyšší než ve své studii prezentuje Park a Cho [33]. Ten uvádí rozmezí hodnot 3.42 až 7.85mm. Doporučuje jako bezpečnou délku minišroubu 6 - 7mm. Dle mého měření by to mohlo být více. Výsledky může ale ovlivnit skladba pacientů v souboru. Úzké a vysoké alveolární výběžky mají pacienti s posteriorotačním směrem růstu dolní čelisti (Obr. 42). Závislost mezi množstvím kosti k okolí apexu zubů a tzv. skeletální třídou (pacienti rozdělení dle hodnot úhlu NS/ML) jsem ověřil při hodnocení frontálního úseku dolní čelisti [99]. U jedinců s úhlem NS/ML vyšším jak 38°, bylo rozmezí hodnot síly alveolárního výběžku v místě apexu dolní řezáku 3,0 až 8,2 mm s průměrem 6,2 mm. Statisticky významně méně než u pacientů s nižší hodnotou úhlu NS/ML.

Chceme-li znát přesnou šířku alveolu a naplánovat přesnou délku minišroubu pro bikortikální zavedení, je nutné vyšetření na CBCT.



Obr. 42: Příčný řez dolní čelisti v oblasti premoláru, s naznačeným měřením šířky alveolárního výběžku, zobrazuje velmi úzkou dolní čelist. Vestibulární kortikalis je jen v minimální šířce. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

CT vyšetření používané k měření síly kosti pomáhá i při hledání dostatečně širokých míst mezi kořeny zubů [97]. Máme-li CBCT vyšetření k dispozici, můžeme na něm snadno, ale hlavně naprosto přesně identifikovat vhodné místo k zavedení minišroubu. Kromě měření prostoru a síly kortikalis můžeme změřit i denzitu kosti. Neznamená to ale, že CBCT nutně potřebujeme před každým zavedením minišroubu. Minišrouby si většinou zavádějí ortodontisté sami. Umisťují minišrouby dle plánovaného využití minišroubu na základě individuálního zhodnocení situace a minimálně zhodnocení mezikořenového prostoru na panoramatickém snímku. Detailněji pak pomocí intraorálních rentgenových snímků. V případě nejasností, nepřehlednosti je možné indikovat CT vyšetření. Ve stomatologii nejčastěji používáme tzv. velkoobjemové CBCT přístroje. Ty nemohou poskytnout snímky s takovým prostorovým rozlišením jako přístroje pracující s menšími objemy (menší snímková oblast je zobrazena s vyšším rozlišením) [100]. Na druhou stranu tyto přístroje

mohou změnit nastavení a poskytnout snímek menší oblasti v maximálním rozlišení. V každém případě ale CBCT přístroje pracují s vyšší dávkou záření a je vždy nutné zvážit přínos takového vyšetření pro konkrétního pacienta.

4.PRAKTICKÁ ČÁST II – KAZUISTIKY

praktické využití kotevních miniimplantátů demonstrují následující 3 klinické případy.

Kazuistika č. 1

Ortodontická léčba byla u pacientky zahájena ve věku 17 let. Byla stanovena tato diagnóza: ageneze zubů 35 a 45. Intraorálně převislý hluboký skus, artikulace ANGLE II ve špičácích, ANGLE I. v molárech. V oblasti ageneze mezery, a dle panoramatického snímku zřetelný mesiální sklon prvních molárů. Léčebným plánem bylo zvýšení skusu, úprava sklonu horních řezáků jejich protruzí, napřímení dolních prvních molárů a jejich mesializace ke kotevním miniimplantátům. Kotevní implantáty byly zavedeny mezi kořeny špičáků a prvních premolárů v dolní čelisti. Plánovaná artikulace byla ANGLE I. ve špičácích a ANGLE III v molárech. Výchozí stav, průběh léčby a finální artikulaci demonstruje obrazová dokumentace (obr. 43-53). Léčba fixním ortodontickým aparátem trvala 24 měsíců. Retenční fáze léčby zajištěna fixními retainery v horním a dolním frontálním úseku, fixním retainerem z vestibulární strany v rozsahu zubů 34 a 36 a dále snímacím retenčním aparátkem - redukováným monoblokem.



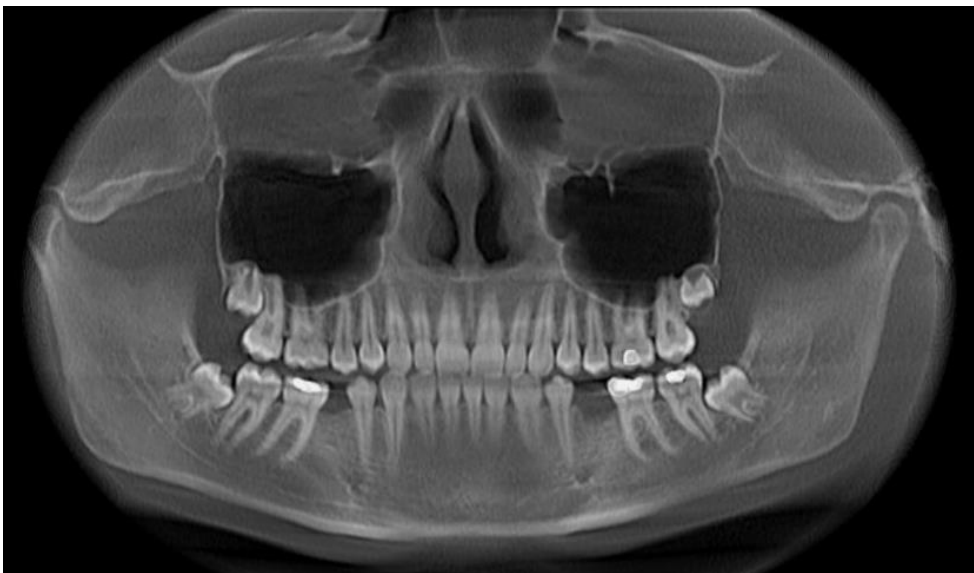
Obr.43: Výchozí situace



Obr. 44 : Výchozí situace, mezera v místě ageneze zubu 45



Obr. 45: Výchozí situace, mezera v místě ageneze zubu 35. Dočasný druhý molár perzistoval déle a proto je tato mezera větší než na druhé straně.



Obr. 46: Generovaný panoramatický snímek z vyšetření CBCT. Zřetelný je mesiální sklon moláru 46 a mezery v místech ageneze 35 a 45.



Obr. 47: Průběh ortodontické léčby, zavedený minišroub do míst mezi kořeny zubů 43 a 44.



Obr. 48: Průběh ortodontické léčby, zavedený minišroub do míst mezi kořeny zubů 33 a 34.



Obr.49: Panoramatický snímek zhotovený před koncem ortodontické léčby pro kontrolu mesializace molárů a jejich sklonu. Minišroub v oblasti 43-44 byl již odstraněn.



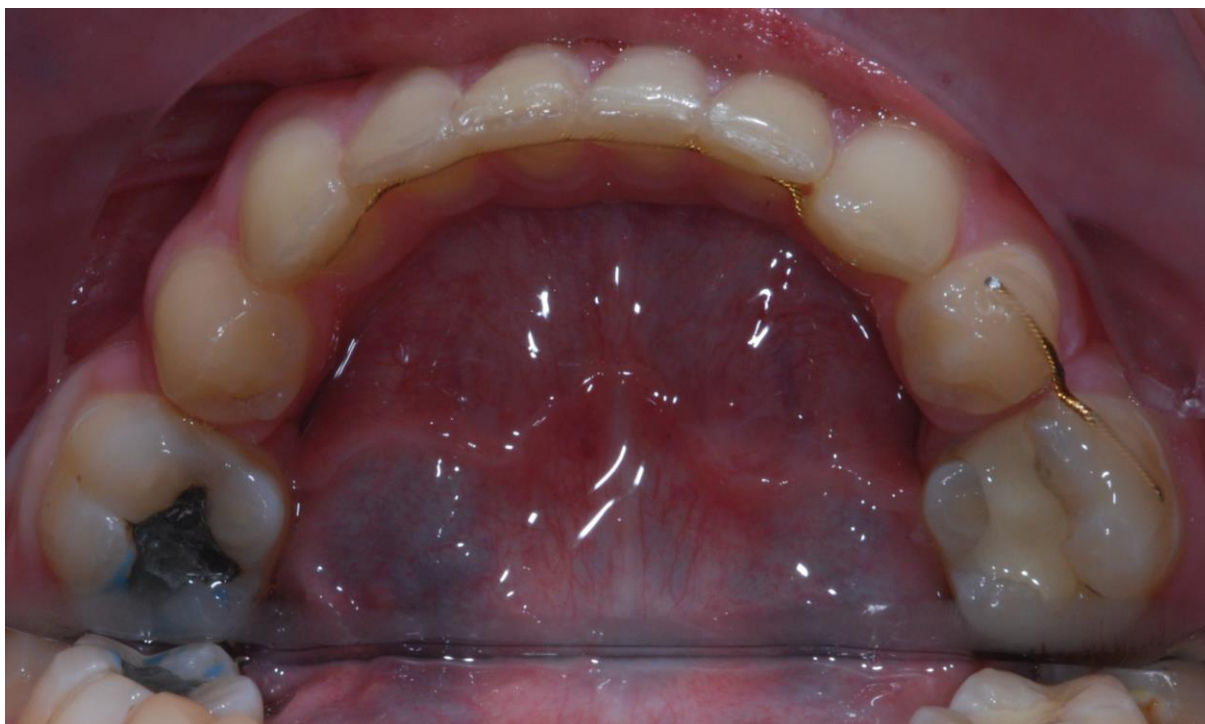
Obr. 50: Situace 12 měsíců po sejmutí aparátu. Pacientka odmítla estetickou korekci abradované incisní hrany zubu 11.



Obr. 51: Stav 12 měsíců po sejmutí fixního aparátu.



Obr.: 52: Stav 12 měsíců po sejmutí fixního aparátu. Fixní retainer v místě 36 a 34.



Obr. 53: Okluzní pohled na dolní čelist, situace jeden rok po sejmutí fixního aparátu.

Kazuistika č. 2

Ortodontická léčba byla u pacientky zahájena ve věku 15 let. Přibližně ve věku 9 let byl pro zánětlivé komplikace extrahován zub 36. Postupně došlo k supraokluzi zubu 26, druhý molár 37 se neposunul zcela do míst 36 a zůstal mesiálně skloněn. Byla stanovena tato diagnóza: artikulace ANGLE I. ve špičácích a v molárech vpravo, vlevo ve špičácích ANGLE 1/2II. V oblasti extrakce zubu 36 mezera. Supraokluze zubu 26, mesiorotace zubu 35, mesiální sklon zubu 37. Léčebným plánem byla intruze zubu 26 ke kotevním implantátům zavedeným z vestibulární strany mezi kořeny zubů 26 a 27, palatinálně pak mezi kořeny zubů 25 a 26 (obr.58). Parciální fixní aparát v rozsahu zubů 33-37 a kotevní minišroub pro mesializaci druhého moláru. V průběhu mesializace došlo ke vzniku zkříženého skusu v molárech vlevo, způsobeným vestibulárním sklonem mesializovaného moláru 37. Proto byl rozšířen fixní aparát v horní čelisti i na druhý premolár a molár a zavedeny elastické mezičelistní tahy. Výchozí stav, průběh léčby a finální artikulaci demonstruje obrazová dokumentace (obr. 54-61). Léčba fixním ortodontickým aparátem trvala 18 měsíců. Retenční fáze byla zajištěna fixním retainerem z vestibulární strany v rozsahu zubů 35 a 37 a dále snímacím retenčním aparátkem v dolní čelisti.



Obr. 54: Výchozí situace



Obr. 55: Výchozí situace, patrná je supraokluze zubu 26 a mezera v místech extrahovaného moláru 36.



Obr. 56: Fotografie studijních modelů dobře dokumentující poškození artikulace z důvodu extrakce zubu 36.



Obr. 57: Mezera v místech extrahovaného moláru 36.



Obr. 58: Fixní ortodontický kroužek na zubu 26, kotevní minišrouby zavedené z palatinální a vestibulární strany. Elastické řetízky vedené od minišroubů k intruzi moláru



Obr. 59: Průběh léčby fixním aparátem, stav při mesializaci moláru 37 ke kotevnímu minišroubu, zavedené elastické tahy ke korekci vzniklého zkříženého skusu



Obr. 60: Sejmутí fixního aparátu, fixní retainer k rozsahu zubů 36 a 35. Minišroub ještě ponechán, odstraněn byl při kontrolní návštěvě za 3 měsíce.



Obr. 61: Panoramatický snímek 1 rok po sejmутí fixního aparátu, fixní retainer byl již odstraněn. Zub 38 byl doporučen k extrakci.

Kazuistika č. 3

Terapie fixním ortodontickým aparátem byla u pacientky zahájena ve věku 16 let. Základní ortodontická diagnóza byla retence zubu 13. V průběhu léčby bylo provedena chirurgická fenestrace retinovaného špičáku. V průběhu léčby došlo k zastavení pohybu posunovaného špičáku a posléze I změnám na sklonu okolních zubů. Neřešená a stále se zhoršující situace vedla pacientku ke změně ošetřujícího ortodontisty. Při vstupním vyšetření na našem pracovišti byl již dolní fixní aparát sejmутý. Výrazný sklon horních řezáků, semiretinovaný špičák 13 a artikulace ANGLE ½ II vpravo a ANGLE I. vlevo. Bylo zhotoveno rentgenové vyšetření na přístroji Cone Beam CT a byla potvrzena diagnóza ankylózy zubu 13. Konkrétně invazivní kořenové resorpce vedoucí k ankylóze zubu. Ortodontická léčba ve snaze extruovat a zařadit špičák vedla k porušení sklonuhorních řezáků.

Po stanovení diagnózy ankylózy zubu 13 byla tento zub vyřazen z ortodontického aparátu. S ohledem na poškození kořene byl zub určen k budoucí náhradě implantátem. Další ortodontická léčba pak měla vest k zpětnému napřímění řezáků. Proto byl zaveden kotevní miniimplantát mezi kořeny zubů 32 a 33. Byly zavedeny elastické vertikální tahy mezi horními řezáky a minišroubem. Zpětného napřímění bylo dosaženo za 6 měsíců. Výchozí stav, průběh léčby a výsledek demonstruje obrazová dokumentace (obr. 62 - 68).



Obr. 62: Stav při převzetí pacientky do péče. Výrazný sklon horních řezáků



Obr. 63: Stav při převzetí pacientky do péče.



Obr. 64: Axiální řez snímek ze CBCT. Zřetelný je vstup invazivního resorptivního procesu do dřeňové dutiny špičáku.



Obr. 65: Snímek ze CBCT, řez špičákem. Zřetelný je vstup invazivního resorptivního procesu do dřeňové dutiny špičáku.



Obr. 66: Zavedený kotevní miniimplantát a vertikální elastické tahy



Obr.67 : Za 6 měsíců došlo ke korekci sklonu řezáků



Obr. 68 : Stav při sejmutí horního fixního aparátu

5. ZÁVĚR

V teoretické části práce jsem shrnul problematiku dočasných kotevních zařazení. Zaměřil jsem se na kotevní miniimplantáty, které v klinické praxi převažují. K jejich značné oblibě a rozšíření vedla zejména snadnost jejich zavádění a variabilita využití. Používají se k redukci recipročního působení ortodontického aparátu a poskytují tak tzv. absolutní kotvení.

Zavádějí se dle 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. Kriteériem 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. Primární stabilita tak je klíčovým parametrem v hodnocení klinické úspěšnosti minišroubu. Ovlivňuje ji zejména kvalita a množství kortikální vrstvy kosti.

V praktické části práce jsem na kazuistikách doložil jejich praktické využití. Nejčastěji je používáme ke kotvení sil pro mesializace nebo distalizace zubů nebo skupin zubů. Ideální je jejich použití k intruzím, například molárů v horní čelisti. Výborně se hodí k aplikaci vertikálních elastických tahů při korekci artikulace nebo například ke korekci sklonu okluzní roviny.

Dále jsem v praktické části práce analyzoval tloušťku vestibulární a palatinální kortikalis důležitou pro primární stabilitu miniimplantátů. Místa se silnější kortikalis k jejich zavádění preferujeme. Dále jsem analyzoval celkovou šířku alveolárního výběžku dolní čelisti s ohledem na výběr správné délky minišroubu. Znalost šířky alveolárního výběžku není důležitá jen pro volbu správné délky minišroubu k jeho bezpečnému zavedení, ale také k zavedení bikortikálně.

Závěry měření a statistického zhodnocení lze shrnout takto:

- tloušťka vestibulární kortikalis je variabilní. Statisticky významně se zvyšuje mezi rovinami 7 a 9 mm v místě mezi druhým premolárem a molárem.
- tloušťka palatinální kortikalis je větší než vestibulární. Statisticky významně se zvyšuje mezi rovinami 7 a 9 mm v místě mezi druhým premolárem a molárem.
- nejlepší nabídka kortikalis je mezi druhým premolárem a molárem
- šířka alveolárního výběžku dolní čelisti má velký rozptyl. Statisticky významně se zvyšuje směrem k apexům zubů.
- pokud chceme zavést minišroub bikortikálně do úzkého alveolu musíme znát přesnou šířku alveolu, tu zjistíme jen při vyšetření na CBCT.

Pro úspěšné využití ortodontických minišroubů je důležitá jejich primární stabilita. Na ni má zásadní vliv tloušťka kortikalis. Dle mého zjištění je v horní čelisti vestibulárně i palatinálně nejsilnější v rovině 9 mm od cementosklovinné hranice. Je na individuálním zvážení, zda lze zavést minišroub do míst mezi kořeny zubů v této úrovni, protože musíme brát ohled na měkké tkáně vestibula. Čím apikálněji bude možné minišroub zavést, tím lépe. Zavedením pod úhlem apikálně, můžeme získat větší kontakt minišroubu s kortikalis, a ještě se bezpečněji pohybovat mezi kořeny zubů. Přítomnost čelistní dutiny v místě plánované inzerce minišroubu je nutné předem rentgenologicky vyloučit.

Pokud má dolní čelist široký alveolární výběžek nebude se zavedením minišroubu problém. Tam, kde je alveol úzký, lze předpokládat i tenkou vrstvu kortikalis. Proto můžeme zavést minišroub bikortikálně. V těchto případech bude vhodnou délkou minišroubu nejčastěji 8 mm. S ohledem na velkou variabilitu mezikořenových rozměrů, doporučuji individuální zhodnocení při plánování umístění dočasného kotevního zařízení. V případě nejasností a nepřehlednosti může být Cone Beam CT velikou výhodou, v podstatě jedinou přesnou a jednoduchou možností identifikace vhodného místa pro zavedení minišroubů.

6. Seznam literatury

1. Kyung, H.; Park, H.; Bae, S.; Sung, J.; Kim, I. : Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. J. Clin. Orthodont. 2003,37, č.6, s.321-328.
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 microcrew 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. Hajník, O.; Koťová, M.: Kotevní minišrouby v ortodoncii - Přehled problematiky, Ortodoncie. 2008, č.2, s. 28-36.
12. Sugawara, J.; Nishimura, M.: Minibone Plates : The Skeletal Anchorage System. Semin. Orthodont. 2005, č. 11, s. 47-56.

13. 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.
14. Osobní rozhovor s MUDr. Ivo Markem PhD.
15. Block, M.S.;Hoffmann, D.R.: A new device for absolute anchorage for orthodontics. Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop.1995, č. 107, s.251-258.
16. Janssens, F.; Swennen, G.; Dujardin, T.; et al.: Use of an onplant as orthodontic anchorage. Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop. 2002, č. 122, s. 566-570.
17. Sugawara, J.; Nishimura, M.: Minibone Plates : The Skeletal Anchorage System. Semin. Orthodont. 2005, 11, s. 47-56.
18. 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.
19. Vaněk, J.; Březina, V.; Freyburg, L.: Biokompatibilita titanu pro účely dentální implantologie. Čes. Stomat. 1995, s.257-261.
20. 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.
21. Bilder, J.: Obecná a forenzní rizika orální implantologie. Prakt. Zubní Lék. 1994, č.4, s.131-132.
22. Šimunek, A.a kol.: Dentální implantologie, Nucleus HK, 2001.
23. 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.

24. Suzuki, E.; Suzuki, B.: Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants , Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop. 2011, 139, s.669-78.
25. Melsen, B.; Costa, A.: Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. Clin. Orthod. Res. 2000 , 3, č. 1:23–28.
26. 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.
27. 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.
28. Melsen, B.: Mini-implants: Where are we? J. Clin. Orthodont. 2005, 39, č. 9 , s.539–547.
29. 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, s. S52–S58.
30. Baumgaertel, S; Hans, M.: Buccal cortical bone thickness for mini-implants placement. Amer. J. Orthod. dentofacial Orthop, 136, s. 230-235.
31. 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.
32. Pithons, M; Nojima, M; Nojima, L.: Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxila and mandible of swine , Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. 2012, 113, s.748-754.
33. 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.

34. 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.
35. Marquezan, M.; Gomes, M.; Araujo, M.; Nojima, M.: Is miniscrew primary stability influenced by bone density?. *Braz. Oral. res.* 2011, 25, s.427-432.
36. 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.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. Baumgaertel, S.: Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar proces for mini-implant insertion in adults , *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop,* 140, s.806-811.
41. Wilmes, B.; Su, Y.; Drescher, D.: Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthodont.* 2008, 78, s. 1065-1070.
42. 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.

43. 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.
44. Nanda, R.; Uribe, F. A.: *Temporary anchorage devices in Orthodontics*, Mosby, st. Louis, 2009.
45. 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.
46. Kim, T.W.; Kim, H.: *Clinical Application of Orthodontic Mini-implant*. Myung Mun Publishing, 2008, Seoul, Korea.
47. 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.
48. 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.
49. 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.
50. 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.
51. Büchter, A.; Kleinheinz, J.; Wiesmann, H.P.; Kersken, J.; Nienkemper, M.; Weyhrother 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.
52. 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.
 53. 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
 54. 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.
 55. 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.
 56. Dalstra, M., Cattaneo, P., Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. Orthodontics. 2004, č.1, s. 53-62.
 57. 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.
 58. Massey, C.H.;Kontogiorgos, E.; Taylor, R.;Opperman, L.; Dechow, P.; Bushang, P.: Effect of force on alveolar bone surrounding minscrew implant: A 3-dimensional microcomputed tomography study, Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop. 2012, 142, s.32-44.
 59. Lee, J.S.; Kim, J.K.; Park, Y.C.; Vanarsdall, R.L.: Applications of Orthodontic Mini Implants. Quintessence Publishing, 2007, kapitola 1, s. 8-10.

60. Carano, A.; Velo, S.; Leone, P.; Siciliani, G.: Clinical Applications of the Miniscrew Anchorage System. *J. Clin.Orthodont.* 2005, 1, č. 1 , s. 9-2.
61. 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.
62. 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: 187-95.
63. Wilmes, B.; Ottenstreuer, Y.S.; Drescher, D.: Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants, *J. Orofac. Orthop.* 2008, č.69, s. 42-50.
64. 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, č. 16, s. 480–485.
65. 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
66. Duaibis, R.; Kusnoto, B.; Natarajan, R.; Zhao, L.; Evans, C.: Fractors affecting stresses in cortical bone around miniscrews implants. A three-dimensional finite element study, *Angle Orthodont.* 2012, 82, s. 875-880.
67. 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.

68. 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.
69. 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.
70. Wilmes, B.; Drescher, D.: Benefit – A mini-implants system with interchangeable abutments. *J. Clin. Orthodont.* 2008, 42, s. 574-580.
71. Wilmes, B.; Drescher, D.; Nienkemper, M.: Beneplate – A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J. Clin. Orthodont.* 2009, 43, s. 494-501.
72. Wilmes, B.; Drescher, D.: Application and effectiveness of the Beneslider. A device to move molars distally. *World J. Orthodont.* 2010, 11, s.331–340.
73. Cacciafesta, V.; Bumann, A.; Cho, H.J.; Graham, J.W.; Paquette DE.; Park H-S. *J Clin. Orthodont.* 2009; 43, č.6, s.365–378.
74. 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.
75. 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, s. S68-73.
76. 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.

77. 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.
78. Mizrahi, E.; Mizrahi, B.: Mini-crew implants: Orthodontic and pre-prosthetic applications, *J. Orthodont.* 2007, 34, s. 80-94.
79. Park, H.; Kwon, O.; Sung, J.: Nonextraction treatment of an open bite with microcrew implants anchorage, *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2006, 130, s. 391-402.
80. Maino, G.; Mura, P.; Bednar, J.: Miniscrew implants: the Spider screw anchorage system, *Semin. Orthodont.* 2005, 11, s. 40-46.
81. Melsen, B.; Verna, C.: Miniscrew Implants: The Aarhus Anchorage System. *Semin.Orthodont.* 2005, s. 24–31.
82. 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.
83. Brettin, B.T.; Grosland, N.M.; Qian, F.; Southard, K.A.; Stuntz, T.D.; Morgan, T.A. et al.: Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.* 2008, 134,s.625-635.
84. 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.
85. 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.
86. kurz Dr. Christophe Gualano, *Lingualjet*, 2013, Praha

87. Baumgaertel, S.; Tran, T.T.: Buccal mini-implant site selection: the mucosal fallacy and zones of opportunity. *J. Clin. Orthodont.* 2012,46, č.7,s.434-436.
88. 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.
89. 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.
90. 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.
91. Roncone, C.E. :Complications encountered in temporary orthodontic anchorage device therapy. *Sem Orthodont.* 2011,17, č.2, s.168–179.
92. 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.
93. 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.
94. Kim, J.; Choi, S.; Cha, S.; Kim, J.H.; Lee, H.; Yeom, S.; Hwang, C.H.; Comparison of success rates of orthodontic mini-screws by the insertion method, *Korean J. Orthodont.* 2012, 42, s.242-248.
95. Cho, H.J.: A three dimensional cephalometric analysys. *J. clin Orthodont.* 2009, 43, s.235-252.

96. Cha, J. Y.; Kil, J.K.; Yoon, T.M.; Hwang, Ch.J.: Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop.2010, 137, s.73-79.
97. Filipi, V.; Černochová, P.: Cone Beam CT v ortodoncii - analýza vhodných míst k zavádění dočasných kotevních zařízení. Ortodoncie.2010, 19, č.5, s. 16-25.
98. Laursen, M.G.; Melsen, B.; Cataneo,P.M.: An evaluation of insertion sites for mini-implants. A Micro-Ct study of human autopsy material. Angle Orthodont. 2013, 83, č.2, s. 222-229.
99. Filipi, V., Gabčová, D. : Měření tloušťky kortikalis u dolních řezáků pomocí CBCT. Sborník abstrakt 12. Kongresu České ortodontické společnosti, Praha, 2011
100. Molen, A. D.: Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. Amer. J. Orthodont. dentofacial Orthop. 2010,137,s.130-135.

7. Seznam obrázků

Obr. 1: Panoramatický snímek pacientky se zavedeným dentálním implantátem do reg .36 a aktivním ortodontickým perem napřimující a mesializující třetí molár do místa druhého moláru.

Obr.2: Přehledné rozdělení dočasných kotevních zařízení .Převzato z Cope J., OrthoTADs: the clinical guide and atlas, Under Dog Media, Dallas, 2007 [10].

Obr.3: Přehledné rozdělení minišroubů .Převzato z Hajník O., Koťová M., Kotevní minišrouby v ortodoncii- Přehled problematiky, Ortodoncie, 2008, č.2, s. 28-36 [11]

Obr.4: Obrázek demonstruje použití speciálního retromolárního implantátu k mesializaci molárů. Převzato z 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 . [13].

Obr.5: Palatinální implantát spojený individuálně zhotoveným třmenem s premoláry zajišťuje maximální kotvení ortodontických sil. S laskavým svolením MUDr. Ivo Marka PhD.

Obr.6: Příklad kotevní destičky vč. fixačních minišroubů, pracovní část lze dle potřeby zkrátit nebo zahnout.

Obr.7: Oseointegrace titanu. T označuje na obrázku strukturu Titanu, K kostní tkáň. Převzato z Šimunek A.a kol, Dentální implantologie, Nucleus HK, 2001 [22].

Obr.8: Přehled všech naměřených hodnot tloušťky kortikalis. Červeně jsou nejmenší hodnoty, žlutě průměrné hodnoty a zeleně největší hodnoty. V každém sextantu jsou hodnoty seřazeny do číselné řady dle velikosti (1 znamená nejvyšší hodnotu). Převzato od Baumgaertel S, Hans M., Buccal cortical bone thickness for mini-implants placement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009, 136:230-5 [30].

Obr.9: Sagitální řez horní čelistí v oblasti mezi kořeny zubu 15 a 16. Uvedené hodnoty představují tloušťku kortikalis v rovinách 3,5,7 a 9 mm od cementosklovinné hranice. Zřetelné je nejprve snížení tloušťky kortikalis v rovině 5 mm. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Obr. 10: A/ zavedením minišroubu šikmo k povrchu kosti je bezpečnější s ohledem na možný kontakt a poškození kořenů zubů. B/ Zavedení pod příliš velkým úhlem může vést

k oslabení kortikalis a obnažení závitů minišroubu mimo oblast kosti. Převzato z Nanda, R.; Uribe, F. A.: Temporary anchorage devices in Orthodontics, Mosby, st. Louis, 2009 [44]

Obr.11: Sagitální řez horní čelistí mezi kořeny zubů a minišroub zavedený do kosti pod úhlem. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola

Obr.12: Kryté zavedení minišroubu, stav bezprostředně po jeho zavedení do oblasti vestibula horní čelisti. Z minišroubu je vyvedena ortodontická spirálka k intruzi horního frontálního úseku. Převzato z Kim, T.W.; Kim, H.: Clinical Application of Orthodontic Mini-implant. Myung Mun Publishing, 2008, Seoul, Korea [46].

Obr.13: Mikrofotografie ve fluorescentním světle. Zvýšená aktivita kostní tkáně v okolí miniimplantátu. Převzato z Cope J., OrthoTADs: the clinical guide and atlas, Under Dog Media, Dallas, 2007 [10].

Obr.14: minišrouby s různou délkou krčkové oblasti. Převzato z oficiálních materiálů k Aarhus systému.

Obr.15 : Vnitřní pnutí vs. průměr minišroubu. Při zvyšování průměru minišroubu od 1mm do 1,3 mm dochází k poklesu vnitřního napětí. Převzato z Dalstra, M.; Cattaneo, P. M.; Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. World J. Orthodont. 2004, č. 1, s. 53-62.[56]

Obr.16: Různé varianty hlaviček minišroubů. Převzato z oficiálních materiálů k Aarhus systému, American Orthodontics

Obr.17: Schéma Benefit systému. Převzato z Wilmes B, Drescher D. Benefit – A mini-implants systém with interchangeable abutments. J Clin Orthod 2008, 42: 574-580 [70]

Obr.18: Distalizace molárů v horní čelisti za použití Beneslider . Převzato z Wilmes B, Drescher D. Application and effectiveness of the Beneslider. A device to move molars distally. World J Orthod 2010;11:331–340 [72].

Obr.19: Přímé kotvení, el. tah je od mesializovaného prvního moláru po kotevní minišroub

Obr.20: Kombinace přímého a nepřímého kotvení. Minišroub je spojen rigidně pomocí parciálního oblouku se špičákem. Zároveň je ortodontický tah aplikován i přímo na minišroub.

Obr.21: Intruze supraokludovaného moláru v horní čelisti. Solo intruze zubu 26 před protetickou náhradou v dolní čelisti. Intruze molárů v horní čelisti může být součástí léčebného plánu při korekci otevřeného skusu. K uzavěru skusu dojde molárovou intruzí a autorotací polohy dolní čelisti [79].

Obr.22: příklad využití minišroubu k přímému kotvení ortodontické síly během mesializace moláru v dolní čelisti

Obr.23: Intermaxilární tahy ke korekci nežádoucího sklonu okluzní roviny

Obr.24: Kotevní minišrouby zavedené v horní i dolní čelisti v průběhu ortognátní operace čelisti. Slouží k zajištění retence u operačně dosaženého postavení čelistí pomocí aplikace elastických intermaxilárních tahů.

Obr. 25: Nákres možných umístění minišroubů v horní čelisti. Převzato z 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 [18].

Obr.26: Nákres možných umístění minišroubů v dolní čelisti. Převzato z 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 [18].

Obr.27: Měrka ze systému Miniscrew Anchorage Systém (M.A.S.). Převzato z : Miniscrew Anchorage Systém- The anchorage of the new milenium brochure

Obr.28: Axiální řez dolní čelistí. Patrný je bi-kortikálně zavedený minišroub v oblasti mezi premoláry. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Obr.29: Minišrouby zavedené na patře

Obr.30:Mezikořenové vzdálenosti se zvětšují apikálním směrem. Černá čára představuje hranici gingivy, žlutá alveolární hřeben a zelená mukogingivální hranici.

Převzato z Baumgaertel, S.; Tran, T.T.: Buccal mini-implant site selection: the mucosal fallacy and zones of opportunity. J. Clin. Orthodont. 2012,46, č.7,s.434-436 [87].

Obr.31: Mikrofotografie ve fluorescentním světle. Oprava kořene zubu poškozeného zavedením minišroubu do jeho blízkosti. Převzato z Cope J., OrthoTADs: the clinical guide and atlas, Under Dog Media, Dallas, 2007 [10].

Obr.32: Strojové zavádění minišroubu z palatinální strany pomocí kolénkového násadce na chirurgickém mikromotoru.

Obr.33: Kompletní sada pro ruční zavádění minišroubů, obsahuje sterilizační kazetu, která slouží zároveň jako pořadač minišroubů a ruční násadec vč. koncovek pro zavádění.

Obr.34: Tloušťku gingivy lze zjistit endo nástrojem se stopkou nebo paradontální sondou

Obr.35: znázorňuje umístění roviny NFZ, dle které je rekonstruovaná oblast orientována. Převzato z Park J.[33].

Obr.36 : znázorňuje orientaci dle roviny FH. Převzato z Park J.[33].

Obr.37: Axiální řez částí horní čelisti, naznačené jsou výsledky měření tloušťky vestibulární kortikalis. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Obr.38: Axiální řez horní čelistí s naznačenými výsledky měření kortikální kosti palatinálně. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Obr.39: Axiální řez částí dolní čelisti s naznačenými výsledky měření šířky celého alveolárního výběžku. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Obr.40: Axiální řez oblastí horní čelisti ukazuje na možné anatomické podmínky čelistní dutiny. Při zavádění minišroubu z patra by hrozila komunikace do oblasti dutiny. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola

Obr.41: Axiální řez oblastí dolní čelisti s naznačeným měřením šířky alveolárního výběžku. Přítomnost torus mandibulae výrazně šířku alveolu zvětšuje. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Obr. 42: Příčný řez dolní čelisti v oblasti premoláru, s naznačeným měřením šířky alveolárního výběžku, zobrazuje velmi úzkou dolní čelist. Vestibulární kortikalis je jen v minimální šířce. Generováno programem DentalPlan, Skyview, Myray, Imola.

Obr.43-53 : Obrazová dokumentace ke kazuistice č.1

Obr. 54- 61 : Obrazová dokumentace ke kazuistice č. 2

Obr. 62 – 68 : Obrazová dokumentace ke kazuistice č. 3

8. Seznam tabulek

Tab.1: Seznam nejrozšířenějších minišroubů

Tab.2: Rozdělení denzity kosti dle Mische a přiřazené hodnoty denzity kosti, ty lze vyčíst přímo ze Cone Beam CT vyšetření.

Tab. 3: Horní čelist - tloušťka vestibulární kortikalis v jednotlivých místech a rovinách

Tab. 4: Souhrnná tabulka výsledků měření tloušťky kortikalis v jednotlivých místech: minimum, maximum, aritmetický průměr, směrodatná odchylka a medián.

Tab. 5: Výsledky párového t-testu porovnávajícího rozdíly tloušťky vestibulární kortikalis mezi jednotlivými rovinami v horní čelisti. Červeně zvýrazněné hodnoty jsou statisticky významné.

Tab. 6: Horní čelist - tloušťka palatinální kortikalis v jednotlivých místech a rovinách

Tab. 7: Výsledky analýzy tloušťky palatinální kortikální kosti v jednotlivých místech: minimum, maximum, aritmetický průměr, směrodatná odchylka a medián.

Tab. 8: Výsledky párového t-testu porovnávajícího rozdíly tloušťky palatinální kortikalis mezi jednotlivými rovinami v horní čelisti

Tab. 9: Dolní čelist - tloušťka alveolárního výběžku v jednotlivých místech a rovinách.

Tab.10: Dolní čelist – tloušťka alveolárního výběžku v jednotlivých místech: minimum, maximum, aritmetický průměr, směrodatná odchylka pro ukazatele hodnot a medián

Tab. 11:: Výsledky párového t-testu porovnávajícího rozdíly v hodnotách tloušťky alveolárního výběžku mezi jednotlivými rovinami v dolní čelisti. Červeně zvýrazněné hodnoty jsou statisticky významné.

9. Seznam odborných publikací autora

FILIPI, V.; GREGOR, L.; ČERNOCHOVÁ, P. : Použití FRC retenční dlahy u ortodontického pacienta při vyšetření magnetickou rezonancí. Praktické zubní lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J.E.Purkyně, 55,2007, 4, s. 61-63

FILIPI, V. : Může Cone Beam tomografie nahradit panoramatické rentgeny? Quintessenz, Praha: Nakladatelství Quintessenz, 2010/19, 2, s. 69-72

FILIPI, V.; ČERNOCHOVÁ, P. : Cone Beam CT v ortodoncii - analýza vhodných míst k zavádění dočasných kotevních zařízení. Ortodoncie, Olomouc: Česká ortodontická společnost, 19, 5, s. 16-25

FILIPI, V.: Ortodontická diagnostika jednoduše s pomocí Cone Beam CT. Quintessenz, Praha: Quintessenz, 20, 2, s. 63-67

MROVEC, V.; MAREK, I.; FILIPI, V.: Porovnání digitálních kefalometrických snímků s kefalometrickými snímky generovanými z dat cone-beam CT. Ortodoncie, Olomouc: Česká ortodontická společnost, 21, 4, s. 209-216

FILIPI, V.; VANĚK, J. : Využití kotevních miniimplantátů během terapie fixním ortodontickým aparátem. Odesláno do redakce recenzovaného časopisu Stomatóg

FILIPI, V.: Kotevní miniimplantáty – souborný referát. Odesláno do redakce recenzovaného časopisu Ortodoncie

Jiná témata:

FILIPI, K, HALAČKOVÁ, Z, FILIPI, V. Oral health status, salivary factors and microbial analysis in patients with active gastro-oesophageal reflux disease, International Dental Journal, 61, 4, od s. 231-237

Aktivní účast na odborných kongresech:

FILIPI, V., BŘEZINA, V. Sledování adheze buněk na povrch slitin TiTa. IX. Brněnské implantologické a dentální dny. Brno: Stomatologické výzkumné centrum, 2007

FILIPI, V., ČERNOCHOVÁ, P. Použití FRC retenční dlahy po ukončení ortodontické léčby, Kongres české ortodontické společnosti, Špindlerův mlýn, 2008.

FILIPI, V., BŘEZINA, V. Biologické zkoušky β - slitin pro implantologii. Mezinárodní seminář SVC. Brno: Masarykova universita, 2008

FILIPI, V., ČERNOCHOVÁ, P. Tvarování gingivální papily v průběhu léčby fixním ortodontickým aparátem. Konference stomatologů- Úsměv, Olomouc, 2009

FILIPI, V., GREGOR, L., ČERNOCHOVÁ, P., KAŇOVSKÁ, K., POSKEROVÁ, H. Mezioborová spolupráce při řešení oboustranné retence horních špičáků. Konference mladých lékařů, Brno, 2009

FILIPI, V., ČERNOCHOVÁ, P. Cone Beam počítačová tomografie CBCT využití v ortodoncii a zubním lékařství. II. česko-slovenský ortodontický kongres & X. kongres České ortodontické společnosti, Mikulov, 2009

FILIPI, V. Využití Cone Beam CT v ortodoncii a zubním lékařství. 18. Mezinárodní stomatologický kongres a výstava Interdental, Bratislava, 2010

FILIPI, V., ČERNOCHOVÁ, P. Nový hit v zubním lékařství - Cone Beam CT. Konference stomatologů Úsměv, Olomouc, 2010

FILIPI, V., ČERNOCHOVÁ, P. Cone Beam CT v ortodoncii analýza vhodných míst k zavádění dočasných kotevních zařízení. 11. Kongres České ortodontické společnosti, Brno, 2010

FILIPI, V. Cone Beam CT - novinka nejen pro ortodoncii. 11. Kongres České ortodontické společnosti, Brno, 2010

FILIPI, V. Možnosti ortodontické mesializace molárů ke kotevním minišroubům. Pražské dentální dny, Praha, 2011

FILIPI, V., GABČOVÁ, D. Měření tloušťky kortikalis u dolních řezáků pomocí CBCT. 12. Kongres České ortodontické společnosti, Praha, 2011

FILIPI, V. Atypická resorpce kořene retinovaného špičáku. 13. Kongres České ortodontické společnosti, Luhačovice, 2012

FILIPI, V.; GREGOR, L.: Spolupráce při řešení náhrady jednoho uibu ve frontálním úseku chrupu. Odborné sympóziium: Dva obory, jeden cíl, Praha, 2013

10. Souhrn poznatků disertační práce

- Ortodontické miniimplantáty jsou vhodnou pomůckou v ortodontické léčbě fixními aparáty
- Ortodontické miniimplantáty se používají se k redukci recipročního působení ortodontického aparátu a poskytují tak tzv. absolutní kotvení.
- Ideálním místem k zavedení miniimplantátů je v horní čelisti prostor mezi kořenem druhého premoláru a prvního moláru.
- Pro dosažení primární stability minišroubu potřebujeme co největší množství kortikální kosti v kontaktu se závity miniimplantátu. Zavedením minišroubu do horní čelisti šikmo k povrchu alveolární kosti a apikálním směrem, zavedeme minišroub do míst s větším množstvím kortikalis a většími mezikořenovými prostory.
- Před zavedením miniimplantátu individuálně posuzujeme místo plánované inzerce. Kromě šířky mezikořenových prostor hodnotíme v horní čelisti rozsah a polohu čelistní dutiny. V dolní čelisti měříme celkou šířku alveolu a podle ní určujeme bezpečnou délku minišroubu.
- Cone Beam CT snímky poskytují přesné a měřitelné informace o množství kortikální kosti, šířce alveolárního výběžku a mezikořenových vzdálenostech. Cone Beam CT lze dobře využít k plánování umístění miniimplantátů.

