proLékaře.cz | 10.11.2026

PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ
roč. 60
2012, č. 2
s. 33–39

Tvorba alveolární kosti pohybem zubu

(Přehledový článek)

Alveolar Bone Formation by Orthodontic Movement

(Review)

Šedivec M., Dostálová T., Hofmanová P.

Dětská stomatologická klinika 2. LF UK a FN Motol, Praha

SOUHRN

Úvod a předmět sdělení: Možnost pohybu zubem napříč alveolární kostí je jedním ze základních principů ortodoncie. Působení mechanické síly ortodontického aparátu se přenáší na závěsný aparát zubu a výsledkem je remodelace okolí zubního lůžka. Dochází při tom k apozici a resorpci kostní tkáně, což umožňuje posun zubu. Tento proces můžeme v některých situacích s výhodou využít ke tvorbě nové kosti a to zejména v místech kde již došlo k atrofii alveolárního výběžku po předčasných ztrátách zubů nebo při jejich agenezích. Tvorba alveolární kosti ortodontickým posunem je zde alternativou k nejrůznějším augmentačním technikám sloužícím ke zlepšení předimplantačních poměrů. Četné studie dokazují, že dlouhodobá stabilita takto vytvořené kosti je mnohem lepší než u chirurgických augmentací. Jako další příklad využití ortodontického posunu k přípravě implantačního lože můžeme uvést ortodontickou extrakci zubu se špatnou prognózou, kdy jeho prostá extrakce by s sebou nesla příliš velkou ztrátu kosti. Své využití má ortodontický posun i při terapii určitých typů parodontálních defektů.

Závěr: Možnosti ověření a exaktního měření skutečně vzniklé kosti při těchto posunech zubů u léčených pacientů byly donedávna poměrně omezené. Dostupné radiologické zobrazovací metody nedosahovaly potřebných parametrů, aby bylo možné věrohodně hodnotit změny úrovně remodelované kostní tkáně. V posledním desetiletí ale došlo k rozšíření technologie Cone Beam CT (CBCT), která tato měření umožňuje provádět s poměrně velkou přesností. Přesto je třeba znát určitá omezení a pravidla, která musíme při hodnocení CT skenů zohlednit.

Klíčová slova: ortodoncie – remodelace kosti – Cone Beam CT

SUMMARY

Objectives: The ability to move tooth trough alveolar bone is one of the basic principles in orthodontics. Mechanical force generated by orthodontic appliance is transferred to periodontal ligament resulting in the remodeling of alveolar bone. Tooth movement is enabled by apposition and resorption of bone tissue. Process of bone remodeling can be used in order to create new bone in certain clinical situations. Early loss or agenesis of tooth is followed by the atrophy of alveolar ridge. Bone formation and implant site development by tooth movement is an interesting alternative to surgical bone augmentation techniques. Number of studies prove that long term stability of bone created trough orthodontic movement is much better than in case of surgical augmentative procedures. Implant site development by orthodontic extrusion of nonrestorable tooth prior to implant placement is another option for improving alveolar bone and gingival characteristics. Periodontal one-wall osseous defects are treated most efficiently by orthodontic tooth movement.

Conclusion: Methods of quantitative and qualitative analysis of alveolar crest formed during tooth movement had been very limited until recently. Available radiographic imagining techniques were not accurate enough to allow the precise assessment of changes in the level of remodelated alveolar bone. Technology of Cone Beam CT (CBCT) has revolutionized the bone analysis and high precision measurements during last decade.

proLékaře.cz | 10.11.2026

PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ
roč. 60
2012, č. 2
s. 33–39

In spite of all advantages being brought by CBCT some limitations and restrictions ought to be taken into account when analyzing CT scans.

Key words: orthodontics – bone remodelling – Cone Beam CT

Prakt. zub. Lék., roč. 60, 2012, č. 2, s. 33–39

MECHANOBIOLOGIE POHYBU ZUBU

Zuby mají schopnost pohybu v alveolární kosti během fyziologického procesu prořezávání nebo následkem působení ortodontického aparátu. Oba tyto děje jsou realizovány pomocí základních biologických pochodů apozice a resorpce alveolární kosti. Samotná existence alveolárního výběžku je podmíněna přítomností zubů. Dokladem toho mohou být situace při agenezích zubů, kdy je alveolární výběžek primárně nevyvinutý. Po ztrátách zubů zase dochází k jeho postupné atrofii. Ortodontický posun zubu nabízí určité možnosti jak redukovanou kost znovu vytvořit.

Pokud se podíváme samostatně na vysvětlení mechanismu prořezávání zubu a tvorbu alveolární kosti během tohoto procesu, najdeme v literatuře celou řadu možných teorií. Některé označovaly jako rozhodující sílu při erupci zubu proces prodlužování kořene. Bylo však experimentálně prokázáno, že pokud je vyvíjející se zub odstraněn ze zubního folikulu a nahrazen jiným materiálem pak proces prořezávání přesto pokračuje dále [28]. Dále se uvažovalo o klíčové roli parodontálních ligament. Během experimentů s laboratorními zvířaty však bylo zjištěno, že zubní folikul nemá typickou organizaci vláken závěsného aparátu a jejich spojení mezi cementem kořene a alveolární kostí není přítomno v průběhu nitrokostní fáze prořezávání [42]. Další dlouhodobě uvažovanou erupční silou byly regionální změny kapilárního tlaku v okolí zubního zárodku [8].

Nejpravděpodobnější a v současnosti nejuznávanější teorie připisuje prioritní roli zubnímu folikulu při regulaci remodelace alveolární kosti a řízení procesu prořezávání [28]. Tento děj je tedy během nitrokostní fáze prořezávání moderován geneticky a nikoliv působením mechanických sil [42]. Tyto síly se pravděpodobně uplatňují až po prořezání zubu do ústní dutiny.

Na rozdíl od prořezávání zubů je ortodontický pohyb proces, který kombinuje fyziologické i patologické odpovědi na působení zevních sil. Jedná se o adaptaci na mechanické napětí podpůrných zubních tkání, které je doprovázeno drobnými reverzibilními traumatizacemi závěsného aparátu.

Klinický obraz ortodontického pohybu zubu můžeme popsat následujícím způsobem [17]: okamžitě po zatížení zubu dochází k nárůstu tlaku a přesunu tekutin v periodontální štěrbině. Rozsah iniciálního pohybu závisí na biomechanických vlastnostech a rozměrech zubního lůžka. Tento pohyb vyvolává pozitivní napětí, tenzní deformaci na straně budoucí apozice kosti a natažení parodontálních vláken [5]. Na straně budoucí resorpce vzniká negativní napětí, kompresivní deformace a relaxace vláken závěsného aparátu [29, 4]. Na této straně zubního lůžka dochází také ke konstrikci kapilár a rozvoji zánětlivé reakce, která vede k vzniku fokálních, takzvaných hyalinních nekróz [34]. Tyto nekrotické oblasti jsou zdrojem různých chemotaktických mediátorů, které aktivují fagocyty, polymorfonukleáry. Tyto buňky resorbují nekrotickou tkáň, ale i přilehlou alveolární kost a cement na povrchu kořene zubu. Nejaktivněji se v tomto procesu uplatňují osteoklasty pocházející z prostor kostní dřeně [37]. Klinickou manifestací tohoto stadia je zastavení pohybu zubu, které trvá do doby, dokud není nekrotická kost odstraněna. Prozánětlivé cytokiny a lysozomální enzymy zprostředkují resorptivní procesy na straně alveolu, kde dochází ke kompresi. Tyto látky jsou dobře zdokumentovány a patří mezi ně prostaglandiny, CSF (colony stimulating factor), osteopontin, IL-1, IL-6, TNF-α, RANKL (receptor activator of nuclear factor kappa B ligand), kyselá fosfatáza, kathepsin B [43].

Mechanismus remodelace alveolární kosti při ortodontickém pohybu zubu se může na první pohled zdát odlišný od přestavby kostní tkáně jinde v těle, kde komprese způsobuje osteoblastickou aktivitu a tah naopak resorpci [13]. Pro tento zdánlivý paradox se nabízí možné vysvětlení. K resorpci na kompresivní straně alveolu může ve skuteč-

proLékaře.cz | 10.11.2026

PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ
roč. 60
2012, č. 2
s. 33–39

nosti docházet následkem snížení normálního napětí periodontálních vláken. V zóně tahu se naopak natažení ligament přenáší ve formě napětí na alveolární kost, kde působí osteogenézu [30].

Závěrem můžeme říci, že proces prořezávání zubu je výsledkem programované a lokalizované exprese molekul potřebných pro resorpci a formování alveolární kosti. Ortodontický pohyb zubu závisí na expresi stejných molekul, pro jejichž tvorbu je ale primárním impulzem působení mechanické síly.

MOŽNOSTI POSUNU ZUBŮ DO REDUKOVANÉHO ALVEOLU A METODY MĚŘENÍ MNOŽSTVÍ A KVALITY ALVEOLÁRNÍ KOSTI VYTVOŘENÉ ORTODONTICKÝM POHYBEM

Mezi první studie na toto téma patří výzkum švédských autorů [23]. Tato experimentální studie u beaglů ukázala, že zub s normálním periodontálním zázemím může být ortodonticky posunut do oblasti s redukovanou výškou alveolárního výběžku se zachováním závěsného aparátu a novou úrovní hřebene kosti na straně tahu. Na straně tlaku byla podpůrná kost také přítomna, ale nedosahovala původní úrovně.

Další studie [35] prováděná na potkanech sledovala stav parodontu u molárů horní čelisti, meziálně posunutých do uměle vytvořeného kostního defektu. Kontralaterální molár nebyl do defektu posouván (kontrolní strana). Dále byly porovnávány dva soubory. U prvního se posouvaly zuby se zdravým parodontem a u druhého byl parodont předem poškozen. Měření se zaměřila na hloubku defektu a délku vzniklého spojovacího epitelu a ukázala příznivý vliv na hojení na straně, kde byly zuby posunuty oproti kontrolní straně. Délka spojovacího epitelu byla menší u souboru se zdravým parodontem. Z toho lze usuzovat, že ortodontická terapie by měla následovat vždy až po zaléčení parodontálního onemocnění a regenerativní parodontologické zákroky jsou indikovány před podobnými posuny.

Výzkum českých autorů [36] se zaměřil na rozměrové změny alveolárního hřebene pacientů s agenezí horních laterálních řezáků. Bylo sledováno především množství a stabilita kostní hmoty vytvořené při distalizací špičáku. Data byla získána měřením sádrových modelů a vyhodnocením OPG snímků. Autoři došli k závěru, že takto vytvořená kost je stabilní a šířka alveolárního hřebene v místě ageneze klesá o 4,0 % v období od zahájení do ukončení ortodontické léčby. Šířka hřebene poklesla v období dvou let po léčbě o 1,6 %, v době pěti let po léčbě o 2,2 %.

Pro srovnání Spear a kol. [40] uvádí míru ztrátu kosti pouze 1 % po čtyřech letech.

POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE. CONE BEAM CT (CBCT). PROBLEMATIKA VYUŽITÍ TÉTO TECHNOLOGIE PRO PŘESNÁ MĚŘENÍ

Počítačová tomografie (CT) jako diagnostická metoda se poprvé objevila v 70. letech minulého století [18]. Hlavním rozdílem mezi CBCT a spirální CT je odlišný typ uspořádání zdroje a detektoru záření a metoda získání dat. Zdrojem rentgenových paprsků u spirální CT je vysokoenergetický rotující anodový generátor, zatímco u CBCT je zdrojem nízkoenergetický fixní anodový tubus podobně jako u ortopantomografu. Spirální CT využívá vějířovitě uspořádaný RTG paprsek a stacionární detektor umístěný v rozsahu 360 stupňů okolo pacienta. Obraz je zde tvořen plynulým spirálním pohybem kolem axiální roviny a výsledkem je série axiálních řezů. U CBCT naproti tomu mají vysílané paprsky tvar kužele a jejich zdroj rotuje synchronně s detektorem umístěným naproti němu [16]. První model Cone Beam CT, který používal nové uspořádání paprsků, byl představen Hoffmanem a Ritmanem v roce 1980 [24]. Do běžné klinické praxe se tato technologie rozšířila až v druhé polovině 90. let. Její výhodou jsou oproti spirální CT především široké diagnostické možnosti při relativně malé dávce ionizačního záření. Efektivní radiační zátěž se u CBCT pohybuje v rozmezí 40–50 mikroSV (New Tom 9000; Aperio Services LLC, Sarasota, Florida, USA). U spirální CT je zátěž v širokém rozmezí 30–650 mikroSV v závislosti na vyšetřované oblasti, nastavení přístroje a tloušťce řezu. Využití CBCT spatřujeme v zobrazení patologických útvarů čelistí, retinovaných zubů, hodno-

proLékaře.cz | 10.11.2026

PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ
roč. 60
2012, č. 2
s. 33–39

cení prostorových poměrů alveolární kosti před implantací, plánování ortognátních operací, diagnostiky patologie TMK, hodnocení objemu horních dýchacích cest, superimpozice 3D skenů při sledování růstových změn a ve výzkumu [26]. Nově se také hledají možnosti použití CBCT jako nástroje pro kefalometrickou analýzu. Například studie brazilských autorů ukazuje velmi vysokou přesnost při identifikaci kefalometrických bodů pomocí CBCT ve srovnání s dosud používanou analýzou bočního snímku lebky [15].

Stoupající význam CBCT v oblasti výzkumu dokládá souborný referát z roku 2009 [10], který udává, že v roce 2007 bylo publikováno pouze 14 článků spojujících CBCT a ortodoncii, zatímco v roce 2009 už jich bylo 300. Právě v souvislosti s využitím této technologie při vědeckých studiích se objevují otázky míry přesnosti a věrohodnosti takto získaných měření. Přesnost lineárních měření větších vzdáleností byla prokázána [33]. Při hodnocení menších maxilofaciálních struktur, především měření šířky bukální alveolární kosti, ale narážíme na nové problémy [32]. Kvalita výsledného obrazu totiž závisí na celé řadě parametrů, které musíme zvážit. Základní hodnotou, která je často uváděna jako klíčová, je rozlišení CT-skenu. Toto rozlišení je dáno velikostí jednoho voxelu. Voxel je částice objemu, představující hodnotu v pravidelné mřížce třídimenzionálního prostoru počítačové grafiky, která může nabývat různé hodnoty na škále stupňů šedi reprezentující rentgenový kontrast korespondující struktury. Snížení rozlišení má za následek nižší kvalitu obrazu, vyšší výskyt šumu, artefaktů a méně detailní anatomické informace [39]. Toto nižší rozlišení, dané větší velikostí voxelu, ale zároveň umožní kratší skenovací čas, a tím menší dávku záření, a také menší riziko pohybu pacienta při expozici [2]. Větší rozlišení má naopak výhodu jemnějšího obrazu za cenu vyšší dávky a rizika pohybových artefaktů. Problematikou vlivu voxelového rozlišení na lineární měření se zabývá například studie Damstry a kol. [9]. Zde autoři srovnávají výsledky měření skenů preparátů mandibulární kosti při velikosti voxelu 0,4 mm a 0,25 mm. Závěrem je zjištění, že zvýšení rozlišení nepřineslo rozdíl v přesnosti naměřených hodnot. Výhody plynoucí z kratšího skenovacího času by tedy mohly převážit nad nevýhodou horšího rozlišení.

V této souvislosti je nutno zmínit teorii hybridních voxelů [3], která se také uplatňuje na vzniku nepřesností při měření malých vzdáleností. Teorie vychází z takzvaného částečného objemového efektu. Jednotlivý voxel může totiž reprezentovat pouze jeden stupeň denzity. Pokud voxel leží kompletně uvnitř nějakého objektu, poté plně reflektuje jeho denzitu. Když je ale umístěn na rozhraní dvou objektů s různou hustotou, bude mít hodnotu průměru denzit sousedících tkání. Takový hybridní voxel může být pak chybně interpretován. Následkem toho nemusí být například kostěná lamina tenčí než 1 mm na CBCT vůbec patrná [1]. Z tohoto důvodu je vhodné pro měření volit rozhraní tkání s výrazně odlišnou hustotou [24]. Například cementosklovinná hranice se jeví jako vhodnější referenční linie než rozhraní cementu a alveolární kosti, která má obdobnou hustotu.

Po zjištění výše uvedených poznatků se začaly objevovat názory [32], že velikost voxelu se nerovná skutečně dosaženému rozlišení. Za důležitější parametr je nyní považováno rozměrové rozlišení, které se definuje jako minimální vzdálenost potřebná k rozlišení dvou objektů. Hodnota rozměrového rozlišení je vždy o něco větší než velikost voxelu. Například studie Ballricka a kol. [2] udává, že při velikosti voxelu 0,2 mm je průměrné rozměrové rozlišení 0,4 mm. Při 0,3 mm pak 0,7 mm. Je tedy třeba dbát zvýšené opatrnosti při hodnocení měření vycházejících z hodnot menších než je rozměrové rozlišení.

Dalším faktorem majícím vliv na kvalitu CT-skenu je radiační hluk způsobený rozptýlenými fotony [22]. V této souvislosti mluvíme o takzvané rozptýlené radiaci [12]. Ta se zvyšuje s tím jak se zvětšuje pole zobrazení. Je proto vhodné volit menší velikost pole zobrazení a zaměřit jej cíleně na zkoumanou oblast [31]. Menší pole zobrazení tedy sníží úroveň rozptýlené radiace, ale zmenšení velikosti voxelu má přesně opačný efekt. Menší voxel je totiž senzitivnější k radiačnímu hluku.

Nejmenší v současnosti používaná velikost voxelu je 0,076 mm, ale vzhledem k uvedeným skutečnostem je rozměrové rozlišení této velikosti reálně nedosažitelné.

Posledním kritériem majícím vliv na výslednou kvalitu obrazu je rozsah stupnice šedi zobrazení. Současné CBCT systémy používají rozpětí 12–16bitové škály šedi. Jelikož je ale lidské oko schopno rozlišit jen 10bitovou škálu, tak není nutné současné limity zvyšovat [19].

Technologie CBCT využívající skenů s vysokým rozlišením v kombinaci se softwarem umožňujícím multiplanární rekonstrukce nám poskytuje metodu pro přesné a precizní hodnocení změn úrovně alveolární kosti během ortodontické léčby [25].

proLékaře.cz | 10.11.2026

PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ
roč. 60
2012, č. 2
s. 33–39

KLINICKÉ SITUACE KDY MŮŽEME VYUŽÍT TVORBY KOSTI ORTODONTICKÝM POHYBEM

Příprava implantačního místa ortodontickou extruzí

Kvalita a kvantita alveolární kosti a gingivy v místech určených k zavedení implantátu je hlavní determinantou pro dlouhodobou prognózu fixtury implantátu. Primární stabilita implantátu je přímo závislá na množství dostupné alveolární kosti v době implantace. Trojrozměrná morfologie alveolární kosti není často vyhovující především ve frontálním úseku chrupu. Nedostatek kortikalis v bukolingválním směru často vyžaduje augmentační chirurgické zákroky. V roce 1993 byla poprvé představena ortodontická extruze zubu se špatnou prognózou jako vhodná alternativa pro zlepšení předimplantačních poměrů [38]. Jedná se o vytváření nové alveolární kosti a gingivy ve vertikální rovině pomocí selektivní ortodontické extruze jediného zubu s využitím fyziologické reakce tkáně na pohyb zubu. Během extruze dochází k natažení periodontálních vláken, podél kterých se v oblasti alveolárního hřebene tvoří nová kost. Tato schopnost je zachována v celém rozsahu závěsného aparátu, ale to pouze za předpokladu, že není zasažen aktivním patologickým procesem. Metoda nabízí jedinečnou možnost využít zub se špatnou prognózou k regenerativním účelům.

Nejčastější klinickou situací, ve které můžeme využít tvorbu kosti ortodontickou extruzí, je závažné parodontální onemocnění způsobující rozsáhlou horizontální ztrátu alveolární kosti nebo interproximální kostní defekt. Před začátkem ortodontického pohybu je nutno provést iniciální fázi parodontologického ošetření. Teprve poté co je parodontální proces v klidové fázi je možné začít s ortodontickou extruzí. Vlastní extruze je zajištěna fixním ortodontickým aparátem. Pro zesílení kotvení je možno použít současně dvou oblouků, aktivního nikl-titanového a silnějšího ocelového kotevního drátu. K zajištění kontinuální extruzivní síly během aktivní fáze je možné pravidelné přelepování zámku apikálně nebo vkládání vertikálních schůdkových ohybů do oblouku. Doporučená velikost síly je okolo 0,15N [21]. Zub by měl být extrudován stabilní rychlostí 2 mm za měsíc. Je také vhodné přidat bukální torzi kořene ke zlepšení masy vytvořené alveolární kosti v bukolingválním směru. Jsou popsány i postupy kdy je extrudovaný řezák zároveň skláněn meziodistálně [41] pro vytvoření lepší gingivální papily.

Doba aktivní fáze ortodontické extruze je v literatuře uváděna v rozmezí čtyř [14] až 28 týdnů [11]. Retenční fáze, v tomto případě doba, kdy je zub před extrakcí zachován na místě, se pohybuje ode dne [5], kdy byla extrakce provedena okamžitě po dokončení extruze, až po retenční fází trvající šest měsíců [6]. Ve většině případů je implantát zaváděn okamžitě po extrakci zubu. Poté se doporučuje šestiměsíční období hojení před zatížením implantátu [44].

Terapie kostních defektů u parodontologických pacientů

Jednostěnné defekty alveolární kosti jsou nejefektivněji léčeny ortodonticky [20]. V těchto situacích patologický parodontální proces destruoval tři ze čtyř interproximálních stěn. Tyto případy jsou pro parodontologa obtížně řešitelné, protože resektivní chirurgie může být příliš destruktivní a regenerativní postupy jsou zde nevhodné. Ortodontická extruze je vhodným přístupem k eliminaci defektu. Důležité je především pečlivé umístění zámku více apikálně a kolmo na dlouhou osu zubu. Během extruze je nutná úprava okluze, aby nedocházelo k prematurním kontaktům. Je nutné pravidelné vyhodnocení intraorálních snímků k posouzení úrovně hřebene kosti. Ortodontický pohyb je kompletní ve chvíli, kdy je kontura interproximální kosti mezi sousedícími zuby v rovině. Většina takto ortodonticky extrudovaných a následně zabroušených zubů vyžaduje zhotovení protetické korunky kvůli obnažení dentinového jádra a zvýšené citlivosti.

Posun zubu do atrofického alveolu [27]

Horizontální a vertikální resorpce alveolární kosti je přirozený proces, který probíhá

proLékaře.cz | 10.11.2026

PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ
roč. 60
2012, č. 2
s. 33–39

vždy, pokud není kost fyziologicky zatěžována žvýkacím tlakem, jehož přenos je zprostředkován periodonciem kořene zubu. Po předčasných ztrátách zubů nacházíme tedy atrofický alveol. Při agenezích zubů je alveolární výběžek primárně nevyvinutý.

Posun zubu do takto změněného alveolu může mít za cíl zlepšení předimplantačních poměrů nebo prosté uzavření mezery. S potížemi se setkáváme především v dolní čelisti za situace, kdy zároveň došlo k výrazné redukci spongiózy a ke spojení kortikálních lamin za vzniku takzvaného žiletkového alveolu nebo alveolu tvaru přesýpacích hodin. Pro dosažení bodily posunu a vyloučení recipročních pohybů se zde neobejdeme bez použití minišroubů a zajištění absolutního kotvení. Je nutno upozornit na určitá úskalí, která takový posun provázejí. Nová kost sice vzniká v celém rozsahu šířky kořene zubu, ale pouze v oblasti za posunutým zubem. Kostní hmota se netvoří před posouvaným zubem a vrchol hřebene alveolární kosti zde tedy zůstává na stejné úrovni. Po uzavření mezery zůstane mezi kořeny vertikální dvoustěnný defekt alveolu, nazývaný kostní jizva. Nedojde zde také ke vzniku plnohodnotného závěsného aparátu, ale pouze k dlouhému spojovacímu epitelu. Tento defekt nemá tedy charakter parodontálního chobotu, a pokud pacient věnuje při zubní hygieně tomuto místu zvýšenou pozornost, nerozvíjí se zde zánět. Během posunu dochází také k invaginaci měkkých tkání, které jsou příčinou velmi rychlé recidivy. Je proto nutná dlouhodobá retence fixním retainerem.

ZÁVĚR

Využití ortodontického posunu zubu k tvorbě nové alveolární kosti je často opomíjenou variantou při řešení mnoha klinických situací. Své uplatnění nachází při terapii parodontálních kostních defektů, úpravě předimplantačních poměrů nebo posunu zubů do atrofického alveolu. Do jaké míry jsou tyto postupy úspěšné a jaké je skutečné množství takto vzniklé kosti, případně její stabilita? To jsou otázky, které si zaslouží další výzkum v této oblasti. Vhodnou technikou pro tato měření se zdá být využití zobrazovací technologie Cone Beam CT.

LITERATURA

1. **Ahlquist, J., Isberg, A. M.:** Bone demarcation of the temporomandibular joint. Acta Radiol., roč. 39, 1998, s. 649–655.
2. **Ballrick, J. W., Palomo, J. M., Ruch, E., Amberman, B. D., Hans, M. G.:** Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., roč. 134, 2008, s. 573–582.
3. **Baumgaertel, S., Palomo, M. J., Palomo, L., Hans, M. G.:** Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. Am. J. Orthodont. Dentofacial Orthop., roč. 136, 2009, str. 19–25.
4. **Binderman, I., Bahar, H., Yaffe:** Strain relaxation of fibroblasts in the marginal periodontium is the common trigger for alveolar bone resorption: a novel hypothesis. J. of Periodontol., roč. 73, 2002, s. 1210–1215.
5. **Biggs, J., Beagle, J. R.:** Pre-implant orthodontics: achieving vertical bone height without osseous graft. J. Indiana Dent. Assoc., roč. 83, 2004, s. 18–19.
6. **Buskin, R., Castellon, P., Hochstedler, J. L.:** Orthodontic extrusion and orthodontic extraction in preprosthetic treatment using implant therapy. Pract. Periodontics Aesthet. Dent., roč. 12, 2000, s. 213–219.
7. **Cattaneo, P. M., Dalstra, M., Melsen, B.:** The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J. Dent. Res., roč. 84, 2005, s. 428–433.
8. **Cheek, C. C., Paterson, R. L., Proffit, W. R.:** Response of erupting human second premolars to blood flow changes. Arch Oral. Biol., roč. 47, 2002, s. 851–858.
9. **Damstra, J., Zacharias, F., Huddleson, S. JR. J., Ren, Y.:** Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface model of different voxel sizes. Am. J. Orthodont. Dentofacial Orthop., roč. 137, 2010, s. 1–16.
10. **De Vos, W., Casselman, J., Swennen, G. R.:** Cone-beam computerized (CBCT) imagining of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. Int. J. Oral. Maxillofac. Surg., roč. 38, 2009, s. 609–625.
11. **Erkut, S., Arman, A., Gulsahi, A., Uckan, S., Gulsahi, K.:** Forced eruption and implant treatment in posterior maxilla: a clinical report. J. Prosthet. Dent., roč. 97, 2007, s. 70–74.
12. **Endo, M., Tsunoo, T., Nakamori, N., Yoshida, K.:** Effect of scattered radiation on image noise in cone-beam CT. Med. Phys., roč. 28, 2001, s. 469–474.
13. **Frost, H. M.:** A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. Angle Orthod., roč. 74, 2002, s. 3–15.
14. **Gonzales, L. S., Olmedo, G. M. V., Vallecillo Capilla, M.:** Esthetic restoration with orthodontic traction and single-tooth implant: case report.

proLékaře.cz | 10.11.2026

PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ
roč. 60
2012, č. 2
s. 33–39

Int. J. Periodontics Restorative Dent., roč. 25, 2005, s. 239–245.
15. **Gribel, F. B., Gribel, M. N., Frazao, D. C., McNamara, J. A. Jr., Manzi, R. F.:** Accuracy and reliability of craniometrics measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. Angle Orthod., roč. 81, 2011, s. 26–35.
16. **Hatcher, D. C.:** Operational Principles for Cone-Beam Computed Tomography. J. Am. Dent. Assoc., roč. 141, 2010, příloha s. 3–6.
17. **Henneman, S., Von den Hoff, J. W., Maltha, J. C.:** Mechanobiology of tooth movement. Eur. J. Orthod., roč. 30, 2008, s. 299–306.
18. **Hugo, A. O., Preston, C. B., Reis, P.:** A simple reproducible technique for use of computed tomography in orthodontics. Eur. J. Orthod., roč. 3, 1981, s. 121–124.
19. **Kimpe, T., Tuyschaever, T.:** Increasing the number of gray shades in medical display systems-how much is enough? J. Digit. Imaging, roč. 20, 2007, s. 422–432.
20. **Kokich, V. G.:** Esthetics: The orthodontic-periodontic restorative connection. Semin. Orthod., roč. 2, 1996, s. 21–30.
21. **Korayem, M., Carlos Flores, M., Nassar, U., Olfert, K.:** Implant site development by orthodontic extrusion. A systematic review. Angle Orthod., roč. 4, 2008, s. 752–760.
22. **Kwong, J. C., Palomo, J. M., Landers, M. A.:** Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop., roč. 133, 2008, s. 317–327.
23. **Lindskog-Stokland, B., Wennstrom, J. L., Nyman, S., Thilander, B.:** Orthodontic tooth movement into edentulous areas with reduced bone height. An experimental study in the dogs. Eur. J. Orthod., roč. 15, 1993, s. 89–96.
24. **Leung, C. C., Palomo, L., Grifith, R., Hans, M. G.:** Accuracy and reliability of computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop., roč. 137, 2010, příloha s. 109–119.
25. **Lund, H., Grondahl, K., Grondahl, H. G.:** Cone beam computed tomography for assessment of root length and marginal bone level during orthodontic treatment. Angle Orthod, roč. 80, 2010, s. 466–473.
26. **Mah, J. K., Huang, J. C., Choo, H. R.:** Practical Aplications of Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. J. Am. Dent., roč. 141, 2010, s. 7–13.
27. **Marek I., Starosta M.:** Posun zubu kostí atrofovaného alveolu – možnosti, limity a komplikace. Sborník abstrakt XI. Kongres ČOS, 30. 9.–2. 10. 2010, Brno.
28. **Marks, S. C. Jr., Cahill, D. R.:** Experimental study in the dog of the non-active role of the tooth in the eruptive process. Arch Oral Biol, roč. 29, 1984, s. 311–322.
29. **Melsen, B.:** Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. Angle Orthod., roč. 69, 1999, s. 151–158.
30. **Melsen, B.:** Tissue reaction to orthodontic tooth movement – a new paradigma. Eur. J. Orthod., roč. 23, 2001, s. 671–681.
31. **Miracle, A. C., Mukherji, S. K.:** Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. AJNR Am. J. Neuroradiol., roč. 30, 2009, s. 2088–2095.
32. **Molen, A. D.:** Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. roč. 137, 2010, příloha s. 130–135.
33. **Moshiri, M., Scarfe, W. C., Hilgers, M. L., Scheetz, J. P., Silveira, A. M., Farman, A. G.:** Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. Am. J. Orthod. Dentofacial Orhop., roč. 132, 2007, 550–560.
34. **Murrel, E. F., Yen, E. H., Johnson, R. B.:** Vascular changes in the periodontal ligament after removal of orthodontic forces. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., roč. 110, 1996, s. 280–286.
35. **Nemcovsky, C. E., Sasson, M., Beny, L., Weinreb, M., Vardimon, A. D.:** Periodontal healing following orthodontic movement of rat molars with intact versus damaged periodontia towards a bony defekt. Eur. J. Orthod., roč. 29, 2007, s. 338–344.
36. **Nováčková, S., Marek, I., Kamínek, M.:** Orthodontic tooth movement: Bone formation and its stability over time. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., roč. 139, 2009, s. 37–43.
37. **Rody, W. J. Jr., King, G. J., Gu, G.:** Osteoclast recruitment to sites of compression in orthodontic tooth movement. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., roč. 120, 2001, s. 477–489.
38. **Salama, H., Salama, M.:** The role of orthodontic extrusive remodeling in the enhancement of soft and hard tissue profiles prior to implant placement : a systematic approach to the management of extraction site defect. Int. J. Periondontics Restorative Dent., roč. 13, 1993, s. 312–333.
39. **Schutyser, F., van Cleynenbreugel, J.:** From 3-D volumetric computer tomography to 3-D cephalometry. In: Swennen, G. R. J., Schutyser, F., Hausamen, J. E., editors. Three-dimensional cephalometry: a color atlas and manual. Heidleberg, Germany: Springer-Verlag; 2006, s. 2–11
40. **Spear, F. M., Mathezus, D. M., Kokich, V. G.:** Interdisciplinary management of single-tooth implants. Semin. Orthod., roč. 3, 1997, s. 45–72.
41. **Uribe, F., Taylor, T., Shafer, D., Nanda, R.:** A novel approach for implant site development through root tiping. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop., roč. 138, 2010, s. 649–655.
42. **Wise, G. E., Yao, S., Henk, W.G.:** Bone formation as a potential motive force of tooth eruption in the rat molar. Clin. Anat., roč. 20, 2007, s. 632–639.
43. **Yamaguchi, M., et al.:** Cathepsins B and L increased during response of periodontal ligament cells to mechanical stress in vitro. Connective Tissue Res, roč. 45, 2004, s. 181–189.
44. **Zuccati, G., Bocchieri, A.:** Implant site development by orthodontic extrusion of teeth with poor prognosis. J. Clin. Orthod., roč. 37, 2003, s. 307–311.

Poděkování
Studie vznikla za podpory projektu IGA MZČR 9991-3.

MUDr. Michal Šedivec
Dětská stomatologická klinika 2. LF UK a FN Motol
V Úvalu 84
150 06 Praha 5
e-mail: michalsedivec@yahoo.com