



Využití tomografie v moderní implantologii

Bakalářská práce

Studijní program:

B3944 Biomedicínská technika

Studijní obor:

Biomedicínská technika

Autor práce:

Magdalena Mrózek

Vedoucí práce:

doc. Ing. Daniel Jiráček, Ph.D.

Fakulta zdravotnických studií





Zadání bakalářské práce

Využití tomografie v moderní implantologii

Jméno a příjmení: **Magdalena Mrózek**
Osobní číslo: **D18000112**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Zadávající katedra: **Fakulta zdravotnických studií**
Akademický rok: **2020/2021**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Popsat problematiku vyhodnocení stavu čelisti a chrupu podle snímku pořízeného pomocí OPG (ortopantomogram).
2. Vytvořit snímek pomocí CBCT (cone beam computed tomography) a zhodnotit dle něj stav čelisti a chrupu.
3. Popsat využití pořízeného snímku při zavedení zubního implantátu.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Jedním z hlavních problémů při nasazování zubních implantátů bývá přesné určení hloubky a tvaru vrtu tak, aby šroub, na kterém bude připevněn zubní implantát, správně odpovídal a aby nedošlo k pozdějším komplikacím (záněty, uvolnění šroubu). Dalším z častých problémů je to, aby při vrtání nebyly zasaženy žádné kritické části, jako je např. nerv či dutina.

Výstupem bakalářské práce bude vytvoření článku připraveného k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Proč se v zubní implantologii využívá zobrazovací metody?
2. Proč je pro zubní implantologii výhodnější snímek pořízený pomocí CBCT?

Metoda:

kvalitativní metoda

Technika práce, vyhodnocení dat:

Pozorování strukturované, analýza dokumentů, měření

Vyhodnocení dat: snímky budou porovnány (porovnání 2D snímku a 3D snímku), snímky budou pořízeny pomocí programu EzDent-i a Ez3D-i.

Místo a čas realizace výzkumu:

Místo výzkumu: Soukromá zubní klinika Star-Dent Clinic s.r.o., Mosty u Jablunkova
Časové rozmezí: září 2020 - leden 2021

Vzorek:

Respondent: Pacient/ka, kterému bude nasazován zubní implantát

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

- 1) ŠIMŮNEK, Antonín et al. *Dentální implantologie*. 3. vyd. Hradec Králové: ARTILIS, 2017. ISBN 978-80-906794-0-5.
- 2) NAVRÁTIL, Leoš et al. *Medicínská biofyzika*. 2. vyd. Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.
- 3) HUSSAINI, Souheil. Zóny na CBCT čelisti. Kvalita kosti vztahující se k umístění implantátu. *StomaTeam*. 2019, **19**(2), 92-96. ISSN 1214-147X.
- 4) MIKŠOVÁ, Markéta. Tajemství třetího rozměru. *Zdravotnictví a medicína*. 2016, **2016**(10), 54. ISSN 2336-2987.
- 5) Planmeca Viso - nová generace CBCT přístrojů. *StomaTeam*. 2018, **18**(5), 112. ISSN 1214-147X.
- 6) FRUMKIN, N., S. VIA a A. KLINGER. Zhodnocení šířky alveolární kosti u subjektů s různým biotypem gingivy: Prospektivní kohortová studie s použitím CBCT. *Quintessenz: Parodontologie*. 2017, **18**(2), 57-62. ISSN 1213-0125.
- 7) TOMAN, Jan. OPG a CBCT. *StomaTeam*. 2019, **19**(4), 61-64. ISSN 1214-147X.
- 8) SCHULZE, Dirk. Interpretace rentgenových snímků. Příklad č. 178. Periapikální versus floridní cementová dysplázie. *Quintessenz*. 2016, **25**(4), 65-66. ISSN 1210-017X.
- 9) NEUGEBAUER, Jörg et al. Plánování ošetření, chirurgický a protetický postup a péče o ultrakrátké implantáty. *Quintessenz*. 2015, **24**(5), 57-66. ISSN 1210-017X.
- 10) RAMPULLA, Giuseppe a Andrea PELOSI. Protetický design, estetika, 3D gnatologie - plánování případů s použitím 3D fotografií pořízených obličejovými skenery. 1. část. *StomaTeam*. 2018, **18**(2), 23-35. ISSN 1214-147X.
- 11) GINZELOVA, Kristina et al. Comparison of dental and chronological age based on CBCT-generated panoramic images and reconstructed 3D images. *Anthropologischer Anzeiger: Bericht über die biologisch-anthropologische Literatur*. 2019, **76**(1), 49-56. DOI 10.1127/anthranz/2019/0784.

Vedoucí práce:

doc. Ing. Daniel Jiráček, Ph.D.
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

1. září 2020

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2021

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 - školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do její skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

3. května 2021

Magdalena Mrózek

Poděkování

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Danielu Jirákovi za jeho odborné rady, čas a úsilí, které mi věnoval při zpracování bakalářské práce. Rovněž bych chtěla poděkovat svému konzultantovi, MDDr. Marianu Starzykovi a své sestře, zubní lékařce Dr. Tereze Mrózek, za poskytnutí odborných informací ze stomatologie a implantologie a umožnění praxe pro bakalářskou práci. V neposlední řadě chci poděkovat celé své rodině a přátelům, kteří byli pro mě nesmírnou oporou.

Anotace

Jméno a příjmení autora: Magdalena Mrózek

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií

Název práce: Využití tomografie v moderní implantologii

Vedoucí práce: doc. Ing. Daniel Jirák, PhD.

Počet stran: 68

Počet příloh: 9

Rok obhajoby: 2021

Anotace: Bakalářská práce se zabývá popisem využití dvou ze zobrazovacích metod v moderní implantologii a kvalitativním porovnáním snímků pro obě tyto metody. V úvodní části jsme se seznámili se základními informacemi o zubních implantátech. Následně jsme si představili dva přístroje pro zobrazování čelisti, popsali princip jejich fungování a jejich využití ve stomatologii. Výsledkem výzkumné části, bylo popsání snímků pro obě skupiny přístrojů a případné porovnání rozdílů. Dále jsme porovnali hodnoty pro vyhodnocení kvality snímků pro obě skupiny. Z výzkumu rovněž vyplývá využitelnost zobrazovacích metod v moderní implantologii.

Klíčová slova: dentální implantáty, OPG, CBCT

Annotation

Name and surname: Magdalena Mrózek

Institution: Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Use of tomography in modern implantology

Supervisor: doc. Ing. Daniel Jiráček, PhD.

Pages: 68

Appendix: 9

Year: 2021

Annotation: The bachelor thesis is about the use description of the two type of medical imaging in modern implantology and the quality comparison of images for both of these methods. In the introductory part, we got acquainted with the basic information about dental implants. Subsequently, we introduced two deviceces for imaging the jaws, described the principle of their operation and their use in dentistry. The result of the research part was the description of images for both groups of the device and a possible comparison of differences. We also compared the values for evaluating the image quality for both groups. The research also shows the applicability of imaging methods in modern implantology.

Keywords: dental implants, OPG, CBCT

Obsah

Seznam použitých zkratk	13
Seznam použitých symbolů	15
1 Úvod	17
2 Teoretická část.....	18
2.1 Anatomie splanchnocrania	18
2.1.1 Anatomie chrupu dospělého člověka	18
2.1.2 Stavba zubu.....	18
2.1.3 Stavba kosti.....	18
2.1.4 Kvalita kosti a její klasifikace.....	19
2.1.5 Kvantita kosti	19
2.2 Dentální implantáty	19
2.2.1 Klasifikace implantátu	20
2.2.1.1 Válcové implantáty	20
2.2.1.2 Čepelkové implantáty	20
2.2.1.3 Ostatní implantáty	20
2.2.2 Prvky šroubových implantátů	21
2.2.2.1 Rozměry fixtury.....	21
2.2.2.2 Krčková část fixtury	21
2.2.2.3 Spojení fixtury s abutmentem.....	21
2.3 Úvod do zobrazování	22
2.3.1 Rentgenové záření.....	22
2.3.2 Absorpce rentgenového záření.....	22
2.3.2.1 Fotoelektrický jev	23
2.3.2.2 Comptonův rozptyl.....	23
2.3.3 Rentgenové zobrazení.....	23
2.3.3.1 Princip výpočetní tomografie	24

2.3.4	Princip ortopantomografie	24
2.3.4.1	Jednomotorové OPG	25
2.3.4.2	Multimotorové OPG	25
2.3.4.3	Multifokální OPG	25
2.3.4.4	Hodnocení snímku	26
2.3.4.5	Výhody OPG	26
2.3.4.6	Nevýhody OPG	26
2.3.5	Princip Cone Beam Computed Tomography	26
2.3.5.1	Zóny CBCT	27
2.3.5.2	Kvalita zobrazení	27
2.3.5.3	Význam a indikace	28
2.3.5.4	CBCT v horní čelisti	28
2.3.5.5	CBCT dolní čelisti	28
2.3.6	Základní principy radiační hygieny	29
2.3.6.1	Ochrana před zářením	29
2.4	Kvantifikace obrazu	30
2.4.1	Analýza textury	30
2.4.2	Parametry prvního řádu	30
2.4.2.1	Histogram	30
2.4.2.2	Medián	31
2.4.2.3	Mean	31
2.4.2.4	Směrodatná odchylka	31
2.4.2.5	Koeficient šikmosti a špičatosti	31
2.4.3	Parametry druhého řádu	31
2.4.4	Poměr signálu k šumu a kontrastu k šumu (SNR a CNR)	32
3	Výzkumná část	33
3.1	Cíle a výzkumné otázky	33

3.2	Metodika výzkumu.....	34
3.3	Pořízení snímku.....	34
3.3.1	Příprava pacienta.....	34
3.3.2	Příprava přístroje.....	36
3.4	Postup měření.....	37
3.4.1	Parametry snímku	38
3.5	Parametry pro vyhodnocení snímku.....	39
3.5.1	Rozlišení struktur	39
3.5.1.1	Mean	39
3.5.1.2	Medián	40
3.5.1.3	Směrodatná odchylka	40
3.5.1.4	Koeficient šikmosti a špičatosti.....	40
3.5.2	Vyhodnocení kvality snímku	41
3.5.2.1	SNR a CNR	41
3.5.2.2	Histogram	41
3.6	Analýza dat.....	42
3.6.1	Analýza dat pro snímky z OPG	42
3.6.2	Analýza dat pro snímky z CBCT	45
3.6.3	Srovnání dat pro snímky z OPG a CBCT	47
3.6.4	Porovnání kvality snímků pro obě skupiny	47
3.6.4.1	Porovnání pomocí tabulek.....	48
3.6.4.2	Porovnání pomocí grafů	49
3.6.4.3	Porovnání histogramu.....	51
3.7	Analýza výzkumných cílů a otázek.....	54
3.7.1	Vyhodnocení stavu čelisti a chrupu	54
3.7.2	Závěr porovnání SNR a CNR	56
3.7.3	Závěr hodnocení histogramů	57

4	Diskuse	58
5	Návrh doporučení pro praxi.....	60
6	Závěr.....	61
	Seznam použité literatury	63
	Seznam tabulek.....	66
	Seznam grafů	67
	Seznam příloh	68

Seznam použitých zkratek

2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
atd.	a tak dále
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
cm	centimetr
cm ²	centimetr čtvereční
CNR	Contrast to Noise Ratio (poměr contrast k šumu)
CT	Computed Tomography, výpočetní tomografie
č.	číslo
DICOM	Digital Image and Communications in Medicine
FOV	Field of View (zorné pole)
GIF	Graphics Interchange Format
JPEG	Joint Photographic Experts Group
koef.	koeficient
μSv	mikrosievert
mm	milimetry
n.	nervus
obr.	obrázek
OPG	Ortopantomografie
PNG	Portable Network Graphics

ROI	Region of Interest
RTG	rentgenové
s	sekunda
s.	strana
Sb.	sbírka
směr. odch.	směrodatná odchylka
SNR	Signal to Noise Ratio (poměr signal k šumu)
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
Tab.	tabulka
TIFF	Tag Image File Format
tj.	to jest
TMK	temporomandibulární kloub
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaně
ZOZ	Zvláštní odborná způsobilost

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
μ	[mol.dm-3]	lineární absorpční koeficient [mol na decimetr krychlový]
μ	[m-1]	lineární koeficient útlumu
μ		aritmetický průměr
μ_3		koeficient šikmosti
μ_4		koeficient špičatosti
τ	[mol.dm-3]	absorpční koeficient pro fotoefekt [mol na decimetr krychlový]
σ	[mol.dm-3]	absorpční koeficient pro Comptonův rozptyl [mol na decimetr krychlový]
σ	[°]	úhel vybočení [stupně]
σ		směrodatná odchylka
Z		atomové číslo
k		konstanta
ρ	[kg.m-3]	hustota látky [kilogram na metr krychlový]
λ	[m]	vlnová délka [metr]
φ	[°]	úhel vybočení [stupně]
h	[J.s]	Planckova konstanta [joule za sekundu]
m_e	[kg]	hmotnost elektronu [kilogram]
c	[m.s-1]	rychlost světla [metr za sekundu]
E	[J]	energie [joule]

H	Hounsfieldovy jednotky
p	počet pixelů
°	stupně
%	procenta

1 Úvod

V poslední době jedním z nejvíce a nejrychleji rozvíjejícím se trendem ve stomatologii jsou zubní implantáty. Jedná se vlastně o náhradu zubního kořene, na který lze nasadit korunku (jeden zub) či celý můstek (více zubů) nebo i zubní protézu.

Zubní implantáty si v dnešní době získávají na své oblíbenosti, díky mnohým výhodám. Mezi ně patří například jejich dlouhá výdrž, praktičnost, či ač se to nemusí na první pohled zdát, tak cenová výhoda. Při náhradě zubů můstkem pomocí implantátů není zapotřebí obrušovat okolní zuby. Tím docházelo k nezvratnému poškození zdravých zubů. Pomocí zubních implantátů lze nahradit i snímatelnou protézu. V tomto případě zubní protéza jednoduše „zacvakne“ na implantát a člověk se nemusí obávat, že by mu mohly zuby vypadnout při smíchu. Zubní implantáty jsou velkým přínosem ve stomatologii, ovšem donedávna byl největší problém se správným vložením šroubu do kosti. Naštěstí díky rychlému rozvoji zobrazovacích metod tyto komplikace se razantně zmenšily.

Při zavádění implantátů je zapotřebí vzít v potaz mnoho parametrů, které mohou zákrok ovlivnit. Před začátkem chirurgického zákroku kromě běžného vyšetření dutiny ústní je zapotřebí určit stav kosti, její množství, dutiny, cévy a nervy. To je i pro zkušeného zubního lékaře velmi obtížné vyhodnotit pouhým pohledem. Proto si své uplatnění ve stomatologii našly zobrazovací metody. Nejčastěji se setkáme s přístroji využívající ionizující záření. Ty dále můžou snímky zobrazit ve 2D, například ortopantomograf nebo ve 3D, například Cone Beam Computed Tomography. Na základě pořízených snímků může stomatolog vyhodnotit stav chrupu i čelisti. Rozhodnout se, který implantát bude nejvhodnější použít a předem naplánovat průběh zákroku.

Ve své práci jsem se rozhodla poukázat na to, jak důležité jsou zobrazovací metody ve stomatologii. Nevyužívají se pouze při implantologických zákrocích, ale i při běžném určení diagnózy pacienta. Rovněž chci porovnat snímky ve 2D a 3D, které jsou vhodnější při implantologickém zákroku.

2 Teoretická část

Teoretická část popisuje anatomii čelisti a chrupu člověka, základní informace o dentálních implantátech. Dále se zabývá úvodem do zobrazování a základními fyzikálními principy OPG a CBCT přístroje.

2.1 Anatomie splanchnocrania

Pro práci každého implantologa je nezbytná dobrá znalost anatomie lebky, a přesněji splanchnocrania (viz Příloha A). Pro implantační zákrok jsou velmi důležité zejména, dutiny nosní a čelistní (4). Dále mandibulární kanál, kde se nachází nervus alveolaris inferior, který inervuje zuby a dásně dolní čelisti (7). Rovněž velmi důležitým útvarem je foramen mentale, malý otvor v dolní čelisti (8). Tímto otvorem vystupuje nervus mentalis, který inervuje bradu a dolní ret (9). Veliký význam při vyšetření mají i alveolární výběžky, které jsou důležité pro určení kvantity kosti. Ovšem úplným základem pro provedení implantačních zákroků stomatologem či implantologem, je detailní znalost chrupu člověka (4).

2.1.1 Anatomie chrupu dospělého člověka

Chrup dospělého člověka můžeme rozdělit do čtyř kvadrantů, kde každý kvadrant obsahuje: dva řezáky (dens incisivus), jeden špičák (dens caninus), dva zuby třenové (dens praemolares) a tři stoličky (dens molares) (1). Morfologicky můžeme na zubech rozlišit: zubní korunku (corona dentis), krček zubu (cervix), kořen zubu (radix) a dřeňovou dutinu zubu (cavitas dentis). V dřeňové dutině se nacházejí cévy, nervy a zubní dřeň (pulpa dentis) (3).

2.1.2 Stavba zubu

Vnější část korunky je pokrytá sklovinou (email). Další strukturou je zubovina (dentin), která je hlavní zubní hmotou a pojivovou strukturou. Tkáň, která kryje kořen a krček zubu se nazývá cement (cement). Vnitřek zubu vyplňuje zubní dřeň (pulpa dentis), která je velmi dobře prokrvená a nachází se zde nervová vlákna (3) (viz Příloha A).

2.1.3 Stavba kosti

Kostní tkáň je složená z organické matrice, kterou nazýváme ossein. Ta má vliv na pružnost a elasticitu kosti. Anorganickou část tvoří krystaly soli, které ovlivňují

tvrdost kosti. Znamé jsou dva typy kostní tkáně: kortikální (kompaktní) a spongiózní. Kompaktní kost se skládá z osteonů, které jsou vyplněné intersticiálními lamelami. Mezi jednotlivými osteonami se nacházejí zevní a vnitřní lamely plášťové. V kompaktě se nacházejí Haversnovy a Volkmannovy kanálky. Spongiózní kost se skládá z různě uložených trámců, mezi kterými se nachází kostní dřev. Uložení trámců záleží od působení gravitačních a mechanických sil (16).

2.1.4 Kvalita kosti a její klasifikace

Na jakost a dlouhodobou úspěšnost implantátu má vliv kvalita kosti, která je dána její hustotou (4). V praxi se nejčastěji používá klasifikace kvality kosti dle Lekholma a Zarba. Toto rozdělení později upravil Misch. Obě tyto klasifikace rozdělují kvalitu kosti do čtyř skupin (viz Příloha B). První skupinu kvality kosti označujeme D1 (15). Charakteristikou této skupiny je velmi dobrá stabilita a vysoká nosnost implantátů. Nevýhodou je ale vysoké riziko primárního selhání, protože může dojít k tepelnému poškození kosti (4). Druhou skupinu označujeme jako D2. Tento stupeň kvality je pro implantát nejideálnější, díky kvalitní kompaktní a spongiózní kosti. U třetí skupiny, D3, je kompaktní tenká a spongiózní kost není příliš kvalitní (15). U posledního stupně je vhodnost implantace sporná. Pro skupiny D3 a D4 se občas doporučuje metoda postupného zatížení implantátu. První rok je kost zatěžována provizorní plastovou konstrukcí. Po zlepšení stavu kosti je vložen klasický implantát (4).

2.1.5 Kvantita kosti

Kromě kvality kosti má na úspěšnost implantátu vliv i kvantita kosti. U bezzubého chrupu dochází s časem ke změně alveolárního výběžku. Tyto změny dělíme do pěti tříd. Pro třídu A je charakteristický téměř zachovalý alveolární výběžek. Pro třídu B je typický částečně resorbovaný alveolární výběžek. Zcela zlikvidovaný výběžek, ale se zachovalou bazální částí, je typická pro třídu C. U třídy D dochází k částečné resorpci bazální části. Pokud dojde k úplné resorpci bazální části, pak hovoříme o třídě E (4).

2.2 Dentální implantáty

Historie prvních implantátů sahá až do dávných dob. Nejstarší nalezený zubní implantát pochází ze starověkého Egypta. Pokud chceme hovořit o současných implantátech, ty zažily největší rozvoj na přelomu 18. a 19. Století. Za zakladatele implantátů

se považuje Magiolla (1809). Ten do místa, kde byl extrahován zub, vložil zlatou trubičku, na kterou později připevnil zubní korunku. U nás v Česku první zmínky o implantátech pochází z konce první poloviny padesátých let dvacátého století (4).

2.2.1 Klasifikace implantátů

V průběhu času bylo vytvořeno mnoho druhů implantátů. Zdokonaloval se jejich tvar i zavádění, aby jak nejvíce vyhovovaly současným podmínkám. V současnosti můžeme dentální implantáty klasifikovat do tří skupin: uzavřené, polouzavřené a otevřené. Otevřené lze potom dělit na sub-, intramukózní, subperiostální a enoseální. V dnešní době se nejčastěji setkáme s otevřenými implantáty (4).

2.2.1.1 Válcové implantáty

Válcové implantáty jsou nejčastěji používané zubní implantáty. Jedná se o otevřené enoseální implantáty. Jsou vytvořené převážně z titanu nebo z jeho slitin (4). Válcové implantáty se vyznačují dlouhou trvanlivostí a vysokou kvalitou (14). Skládají se ze dvou částí: nitrokostní a intraorální. Nitrokostní část nazýváme fixtura a intraorální abutmentem. Na abutment je později nasazená suprakonstrukce. Fixtura je skoro vždy opatřena zevním závitem. Tento design nazýváme šroubový implantát. Nově mají válcové implantáty ke konci zúžení. (4).

2.2.1.2 Čepelkové implantáty

Jak už sám název napovídá, tento typ implantátu připomíná svým tvarem polovinu čepel. Rovněž čepelkové implantáty patří do skupiny otevřených enoseálních implantátů (4). Díky svému tenkému tvaru lze tyto implantáty použít i ve velmi tenkých kostí (14). Čepelkové implantáty se skládají z těla čepelky, která je celá vsazena do kosti. Krček spojuje tělo s pilířem, na který dosedá suprakonstrukce. Tento typ se v dnešní době málokdy využívá pro jednotlivé implantáty. Často jsou spojené společnou suprakonstrukcí, která nahrazuje více zubů (4).

2.2.1.3 Ostatní implantáty

Existuje mnoho jiných typů implantátů, které se v praxi ne tolik využívají. Mezi ně patří například subperiostální implantát. Tento typ implantátu se skládá ze široké konstrukce, ze které vybíhají pilíře. Ty slouží k připevnění fixního můstku. Dalším typem je transmandibulární implantáty. Čepy procházejí přes celou výšku mandibulární kosti.

Dalším příkladem jsou zygoma implantáty. Ty mají dlouhé čepy, na které je později připevněn fixní můstek. Tyto implantáty se nejčastěji používají u bezzubé horní čelisti, kde došlo ke zmenšení alveolárního výběžku. Miniimplantáty si získaly velikou oblibu u začínajících implantologů. Jejich zavedení není složité a ani finančně náročné. Ovšem jejich výdrž není stejná jako u běžných implantátů (4).

2.2.2 Prvky šroubových implantátů

Většina implantátů používaných v dnešní době je válcového typu se zevním závitem. U závitu určujeme 4 věci: hloubku, šířku, rozteč a stoupání. Tyto parametry ovlivňují vlastnosti fixtur. Hloubka je dána rozdílem vnitřního a vnějšího průměru závitu. Šířka je největší vzdálenost měřená na protilehlých stranách závitu v podélném řezu šroubem. Rozteč je vzdálenost mezi dvěma listy závitu. Stoupání závitu vyjadřuje vztah mezi otočením implantátu o 360° a výsledným apikálním posuvem (4).

2.2.2.1 Rozměry fixtury

U fixtur jsou nejdůležitější dva rozměry: průměr a délka. Délka fixtury se pohybuje v rozmezí od 4 do 16 mm. Nejčastěji se používá fixtura délky 10-14 mm (4). V posledních letech si získávají velikou oblíbenost krátké fixtury (<10 mm). Na rozdíl od běžných fixtur, krátké jsou méně invazivní i finančně nenáročné. Navíc je u tohoto typu snazší operační postup (13). Průměr fixtur se pohybuje v rozmezí od 3,3 mm až 6,0 mm. Běžným standardem v praxi bývá průměr 3,7-4,1 mm. Pokud fixtura je průměru 4,5-6,0 mm hovoříme o tzv. širokých implantátech. Tento typ se používá u ne příliš kvalitní kosti. Rovněž široké implantáty lze použít jako tzv. záchranný implantát, např. při vytvoření příliš velkého otvoru. Fixtury průměru 3,3-3,5 mm nazýváme úzké implantáty (4).

2.2.2.2 Krčková část fixtury

Krčková část se nachází na začátku fixtury. Tato část je nejvíce mechanicky namáhanou oblastí fixtury a je také technicky nejsložitější. Rozlišujeme čtyři typy: krček bez závitu s hladkým převedením, cylindrický krček se strukturovaným povrchem bez závitu, mikrozávit a makrozávit. V praxi se nejčastěji používají fixtury s mikrozávitem (4).

2.2.2.3 Spojení fixtury s abutmentem

Fixtura bývá nejčastěji spojena pomocí fixačního šroubu. Ten je umístěn ve vnitřku

závitu (4). Tento spoj musí být dobře utěsněn, aby se jak nejlépe omezilo kolonizaci bakterií. Rovněž spojení musí odolávat působení různých sil, aby nedošlo k přetížení implantátu (13). Například pomocí antirotačního prvku lze zabránit rotačním silám. Antirotační prvky mají nejčastěji tvar vícehranu nebo se jedná o různé tvary zásuvek. V implantologii se používá více jak dvacet druhu spojení, ale rozeznáváme tři základní typy: zevní šestihran, vnitřní šestihran a vnitřní kónické spojení (4). Zevní šestihran se v dnešní implantologii používá minimálně. Plocha spojení je malá a tím stabilita spojení není dostačující. Může dojít k uvolnění abutmentu (13). Vnitřní šestihran se nachází vevnitř krčkové části fixtury. Toto spojení je mnohem stabilnější, ale mezera mezi spojem je příliš velká a tím umožňuje prostor pro kolonizaci bakterií. Poslední typ spojení je vnitřní kónické. Tento spoj je nejstabilnější a málokdy dochází k jeho selhání. (4).

2.3 Úvod do zobrazování

Zobrazovací metody jsou nezbytnou součástí v dnešní medicíně. Pomocí nich můžeme zobrazit anatomické struktury, které nejsou viditelné pouhým pohledem, například orgány či cévy. Ve stomatologii zobrazovací metody pomáhají určit anamnézu pacienta, upřesnit diagnózu, zvolit vhodný způsob léčby nebo slouží k běžné kontrole chrupu (3). Zobrazovací přístroje můžeme nejjednodušeji rozdělit na dva druhy: ionizující a neionizující. Mezi přístroje využívající ionizující záření, se kterými se můžeme setkat ve stomatologii je rentgen či výpočetní tomografie. Mezi neionizující patří například ultrazvuk nebo magnetická rezonance (17).

2.3.1 Rentgenové záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění, které má velmi vysokou frekvenci a tedy i energii, díky čemuž má schopnost prostupovat materiály. V medicíně se používá rentgenové záření kvůli vlastnostem, jako jsou: vysoká pronikavost látkami, ionizace a excitace atomů absorbátoru, vyvolání fluorescence v určitých materiálech, působení na fotografickou emulzi a biologické účinky. V diagnostice je zvláště důležité, že tkáně absorbují RTG záření v různé míře, což umožňuje zobrazení některých anatomických útvarů (17).

2.3.2 Absorpce rentgenového záření

Pokud prochází RTG záření absorbující látkou, může dojít k interakci kvant záření

s elektrony nebo s celými atomy látky, které vede k absorpci záření. Následkem toho dojde ke snížení intenzity záření. Táto ztráta energie je zapříčiněná dvěma procesy a to fotoefektem nebo Comptonovým rozptylem. Útlum rentgenového záření je popsán celkovým lineárním absorpčním koeficientem μ , který je vyjádřen touto rovnicí:

$$\mu = \tau + \sigma \quad \text{Rovnice 1 (17, s. 231)}$$

kde τ je absorpční koeficient pro fotoefekt a σ absorpční koeficient pro Comptonův rozptyl (17).

2.3.2.1 Fotoelektrický jev

Při fotoefektu absorpce roste úměrně s čtvrtou mocninou atomového čísla Z . Proto tvrdé tkáně, např. kosti absorbují více záření než měkké tkáně. Absorpce fotoefektem rovněž roste s třetí mocninou vlnové délky λ . Také je závislá na hustotě absorbátoru. Pro absorpci rentgenového záření pomocí fotoefektu platí:

$$\tau = k\rho\lambda^3Z^4 \quad \text{Rovnice 2 (17, s. 231)}$$

kde τ je lineární absorpční koeficient pro fotoefekt a k je konstanta (17).

2.3.2.2 Comptonův rozptyl

Při Comptonově rozptylu dochází ke srážce fotonu s elektronem. Elektron se dá do pohybu s určitou kinetickou energií a je vybočen o úhel φ od primárního fotonu. Sekundární foton po srážce s elektronem ztratí část své původní energie a vybočí o úhel θ od primárního fotonu. Při tomto jevu musí být zachována energie a hybnost. Pokles energie Comptonova fotonu je závisle na úhlu rozptylu a lze jej vyjádřit vztahem:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \quad \text{Rovnice 3 (17, s 263)}$$

kde λ je vlnová délka, h Planckova konstanta, m_e hmotnost elektronu a c rychlost světla. Energická bilance procesu je vyjádřena vztahem (17):

$$E = hf = hf' + \frac{m_e v^2}{2} = E_1 + E_2 \quad \text{Rovnice 4 (17, s 263)}$$

2.3.3 Rentgenové zobrazení

Rentgenové zobrazení je jednou z nejdůležitějších diagnostických metod ve

zdravotnictví. Fyzikálním základem RTG zobrazení je útlum RTG záření v různých tkáních lidského organismu (17). Ve stomatologii se můžeme setkat se dvěma způsoby průchodu RTG paprsků. Prvním je konvenční, kde zdroj záření se nachází intraorálně a senzor extraorálně. Druhý způsob je tomografický, kde zdroj záření i senzor se nachází extraorálně. Na tomto principu fungují například ortopantomografy (19).

2.3.3.1 Princip výpočetní tomografie

Na rozdíl od klasických RTG přístrojů, které vytvoří pouze jeden snímek z jednoho úhlu, CT pořídí i několik set snímků pod různými úhly. Jednotlivé projekce jsou později pomocí matematického algoritmu (např. pomocí Fourierově transformaci nebo především filtrované zpětné projekci) zpracovány v jeden celkový snímek tvořený voxely. Každý tento voxel je daný rozlišovací schopností detektoru a obsahuje určitou absorpční hodnotu (2). Tato hodnota se vyjadřuje v tzv. Hounsfieldových jednotkách (HU). Hounsfieldové číslo můžeme vyjádřit pomocí vztahu:

$$H = \frac{\mu - \mu_{\text{voda}}}{\mu_{\text{voda}}} \times 1000 \quad \text{Rovnice 5 (17, s. 291)}$$

Kde μ je koeficient útlumu látek, kterými prošel daný paprsek a μ_{voda} je koeficient útlumu vody. Pomocí těchto jednotek můžeme určit i kvalitu kosti (viz Tab. 1) (4).

2.3.4 Princip ortopantomografie

Ortopantomografie (OPG) je modifikací tomografie, využívající RTG záření, která se používá ve stomatologii. První ortopantomograf byl sestaven již v roce 1960 (2). Princip OPG spočívá v tom, že rentgenka se pohybuje po kruhové dráze, okolo hlavy pacienta. Naproti rentgenky se nachází senzor, který snímá prošlé rentgenové záření. To je později pomocí matematického algoritmu přetvořeno na obraz (3). Dřívější OPG snímaly obraz pomocí filmu, který se otáčel současně s rentgenkou na protilehlé straně lampy. Dnešní OPG přístroje nahradily klasické RTG filmy digitálním senzorem. Ten umožňuje rentgenové záření přeměnit na elektrický signál, který je později zpracováván počítačovým softwarem do digitální podoby. Výhodou digitální podoby snímku je: vyšší kvalita zobrazení, rychlost získání snímku, snížení dávky ozáření, snadná archivace a možnost úpravy snímku (změna jasu a kontrastu, zvětšení) (4). Snímek z OPG dokáže zachytit oba zubní oblouky, čelistní klouby a paranazální dutiny. Kvalita pořízeného snímku závisí na typu přístroje a senzoru (2). Základem kvality (ostrosti) snímku pořízeného pomocí OPG je tvar tzv. fokální vrstvy. Ta je dána

pohybovou křivkou (trajektorií) senzoru a rentgenky při rotaci kolem pacienta. Dle trajektorie rozlišujeme panoramatické rentgeny jednomotorové a multimotorové (4).

2.3.4.1 Jednomotorové OPG

Jednomotorové panoramatické rentgeny opisují pouze jednu trajektorii, která byla stanovená dle statistického průměru tvaru čelisti populace. Trajektorie je eliptického tvaru, a opisuje pouze jednu osu (4). Přístroj umožňuje snímání jenom se zaostřením na frontální či distální úsek. Zbytek obrazu bude méně či více neostrý. Na snímcích pořízených pomocí jednomotorového OPG si můžou být některé úseky méně čitelné či dokonce zdeformované některé anatomické útvary (viz Příloha C). Z tohoto důvodu jsou jednomotorové OPG méně vhodná pro diagnostiku (5).

2.3.4.2 Multimotorové OPG

Multimotorové (vícemotorové) OPG umožňují snímat ve více osách pomocí krokového motoru. Mění umístění čelisti pacienta mezi senzorem a rentgenkou a díky tomu jsou schopné se adaptovat na individuální tvar čelisti pacienta (viz Příloha C). Přesto, že u multimotorového OPG je více projekcí než u jednomotorového OPG, i zde dochází místy ke ztrátě ostrosti. Proto jsou i tyto snímky pouze orientační (4).

2.3.4.3 Multifokální OPG

Pro docílení velmi kvalitních snímků je vhodné použít tzv. multifokální OPG. V průběhu jedné otáčky přístroj pořídí velké množství snímků, které vždy obsahují drobný posun v předozadním směru (4). Díky tomu je každý snímek zaostřen v jiné fokální rovině (5). Později je do výsledného snímku vybrána pouze ta část projekce, kde je obraz dobře zaostřen (4). Předchozí přístroje tuto schopnost nemají, proto jsou to tzv. monofokální přístroje (5). Na výsledný snímek má podstatný vliv rovněž snímací systém, tedy technologie senzoru. Je důležité, zda-li dochází k přímé či nepřímé konverzi signálu (4). U přímé konverze dojde v „jednom kroku“ k přeměně fotonů RTG záření na elektrický signál. U nepřímé konverze je zapotřebí více těchto kroků, např. převedením fotonů RTG záření na viditelné světlo a až potom na elektrický náboj (18). Novější přístroje využívají přímou konverzi. Díky tomu může být citlivost a kvalita zobrazení až trojnásobně vyšší. Pro zvýšení kvality snímku se dají rovněž použít filtry (4).

2.3.4.4 Hodnocení snímku

Mineralizované oblasti, jako jsou zuby či kosti absorbují velké množství záření. Díky tomu se zobrazí na negativu světle oblasti s větším útlumem záření tzv. stíny. Zastřením nazýváme rentgenokontrastní či radioopakní obraz v dutinách, například krev, hnisavý exsudát či tumor. Tmavě oblasti se nazývají projasnění. Jsou to oblasti, kde byla absorbována menší dávka záření (vzduch, měkké tkáně). Pro stomatologa jsou nejdůležitější stíny a projasnění, u kterých hodnotí jejich velikost, ohraničení a vztah k okolním strukturám. (3)

2.3.4.5 Výhody OPG

Jeden z důvodů, proč i v dnešní době OPG přístroj nachází svojí využitelnost v praxi, je jeho nenáročnost. Snímek lze rychle pořídit, doba expozice je poměrně krátká (kolem 15 vteřin) (2). Další výhodou je, že zhotovení snímku hradí pojišťovna. Praktický zubní lékař může vykázat na pojišťovnu jednou za dva roky pořízení snímku pomocí OPG (3). Rovněž další výhodou je to, že efektivní dávka digitálního ortopantomogramu (snímek pořízený pomocí OPG) není příliš velká. Pro srovnání: efektivní dávka OPG snímku je 2,7-24,5 μ Sv oproti výpočetního tomogramu, kde efektivní dávka je kolem 180-2100 μ Sv (4). Velkým přínosem je i to, že snímek je zpracováván digitálně a výtěžnost dat není příliš velká oproti snímkům pořízených pomocí CBCT (6).

2.3.4.6 Nevýhody OPG

Pro praktického zubního lékaře je ortopantomogram postačující, ovšem pro implantologa má několik nevýhod. Každý ortopantomogram má určité tzv. konstantní zvětšení, které se nachází ve středu fokální vrstvy. Toto zvětšení je okolo 1,2-1,3. Díky tomu dochází ke zvětšení a zkreslení zobrazované oblasti. Další nevýhodou přístroje je nemožnost prostorového zobrazení dané oblasti, které je důležité pro změření šíře alveolárního výběžku (4). Nevýhodou pro implantologa je rovněž to, že pořízený snímek je pouze ve 2D a tím obraz postrádá hloubku. Ta je důležitá k určení vztahu jednotlivých struktur anatomických (6).

2.3.5 Princip Cone Beam Computed Tomography

Pro Cone Beam Computed Tomography (CBCT) je charakteristické to, že využívá kuželovitý svazek RTG paprsků (2). Klasické CT se rentgenka a senzor pohybují po spirálové dráze (3). CBCT stačí pouze jedno okroužení kolem hlavy (180° nebo 360°),

k zobrazení celého snímku čelisti (11). Z toho vyplývá, že čas ozáření je kratší a radiační zátěž mnohem nižší než u běžného CT (3). Dalším rozdílem mezi CT a CBCT je ten, že u CT dopadají RTG paprsky na úzký senzor. U CBCT je detektor ve tvaru čtverce (11). Tento přístroj si získal ve stomatologii velikou oblibu hned z několika důvodů. CBCT nezakresluje obraz při jeho zvětšení, překrývání či zobrazování struktur. Není náchylný ke vzniku metalických artefaktů u pacientů s kovovými náhradami. Velmi dobře zobrazuje anatomické útvary čelisti (2). Další výhodou je i to, že velikost přístroje je mnohem menší než běžné CT a pořizovací cena přístroje je nižší. Na rozdíl od běžného CT, při vyšetření pomocí CBCT není zapotřebí radiologický asistent (3). Ovšem lékař pracující s CBCT musí mít úspěšně slouženou zkoušku na SÚJB ze zvláštní odborné způsobilosti (ZOZ) (12).

2.3.5.1 Zóny CBCT

V dentální implantologii rozlišujeme pět zón CBCT. První zóna D1 obsahuje čtyři řezáky a dva špičáky dolní čelisti. Tuto zónu rovněž nazýváme diskretní zónou. V zóně D1 hrozí přehřátí kosti a její poškození. Rovněž je tato oblast velmi dobře prokrvená a je zapotřebí být zvlášť ostražitý. Distální část mandibuly je druhá zóna D2, tzv. nebezpečná zóna. O úspěchu implantologického zákroku zde rozhoduje především kvalita a kvantita kosti. Zónou smrti nazýváme frontální oblast maxily. Zóna D3 se takto nazývá, protože po extrakci zubu dochází k rychlé resorpci kosti. Po jednom roce se může alveolární výběžek zmenšit až o 50 %. Tato změna kosti velmi ztěžuje implantologický zákrok a může dojít, že implantát nebude dostatečně upevněn. Zóna D4 je tzv. náročná zóna a obsahuje oba premoláry horní čelisti a občas i moláry. Poslední, delikátní zóna zahrnuje moláry horní čelisti, ale pouze tehdy, je-li zapotřebí provést sinus lift (nadzvednutí sliznice, která vystylá čelistní dutinu a doplnění úbytku kostní tkáně). Můžeme si všimnout, že zóny CBCT úzce souvisí s rozdělením kvality kosti podle Leckholma – Zarba (10).

2.3.5.2 Kvalita zobrazení

Na kvalitu snímku má vliv hned několik faktorů. Velikost a typ dávky záření a kvalita detektoru může ovlivnit kontrast snímku. Signály, které negativně ovlivňují kvalitu snímku, nazýváme šumy. Šum a kontrast můžou ovlivnit ostrost snímku, např. pokud snímek bude mít vyšší kontrast, snímek bude ostřejší. Na kvalitu snímku má vliv i samotný pacient. Před každým snímáním je zapotřebí náležitě poučit pacienta.

Dále kvalitu snímku může ovlivnit čas skenování a počet projekcí. Čím větší počet projekcí, tím je delší doba skenování a může dojít k pohybovým artefaktům. Rovněž se s delším časem zvětšuje dávka ozáření. Doporučená doba skenování je 20s a počet projekcí 200-600. Na kvalitu snímku má například vliv parametry rentgenky (velikost ohniska rentgenky, geometrie paprsků). V současné době je CBCT nejpřesnější zobrazovací metoda běžně užívaná ve stomatologii. CBCT nabízí vysokou rozlišovací schopnost (v řádě stovek mikrometrů), kvalitní zobrazení tvrdých tkání, rychlost získání dat, přesnost ve 3D obrazu a kvantitativní měření anatomických útvarů důležité pro implantologa (4).

2.3.5.3 Význam a indikace

Přesto že pro mnohé zákroky snímky pořízené pomocí OPG jsou postačující, v některých případech je lepší zvolit CBCT. Snímky pořízené pomocí CBCT nám nabízejí mnohem lepší zobrazení anatomických struktur čelisti a rovněž většinu patologických nálezů (tumor, cysty). Díky CBCT lze lépe určit kvalitu a kvantitu kosti, zvláště v alveolární oblasti, která je pro implantologický zákrok velice důležitá. Další výhodou je i možnost změření šířky a výšky alveolárního výběžku s poměrně velkou přesností. Velikým přínosem CBCT v implantologii je to, že veškerá data jsou uložena ve formátu DICOM (Digital Image and Communications in Medicine). Díky tomuto formátu lze zákrok naplánovat virtuálně. Můžeme určit, kde bude vhodné vložit implantát s ohledem na kostní nabídku. Pokud v průběhu zákroku dojde k zasažení některých anatomických struktur, např. mandibulárního kanálu, lze pomocí CBCT určit následný postup léčby (4).

2.3.5.4 CBCT v horní čelisti

Při zobrazení horní čelisti jsou pro každého implantologa velmi důležité dutiny čelistní. V místě kde bude implantát vložen, musí mít kost vhodnou tloušťku. Pokud tloušťka nebude dostačující je zapotřebí provést augmentaci kosti (tzv. sinus lift). Jestli by se tak nestalo, může později dojít ke komplikacím. Dále nesmíme opomenout canalis incisivus. Tento kanál může ztížit či znemožnit zákrok, protože jeho rozměr má vliv na objem kosti (4).

2.3.5.5 CBCT dolní čelisti

Ve spodní čelisti se nachází mnoho důležitých útvarů, u kterých je zapotřebí znát jejich

polohu a tvar před každým implantologickým zákrokem. Nachází se zde například mandibulární kanál, kde vede n. alveolaris inferior. Pomocí CBCT lze tento kanál zobrazit ve dvou rovinách a tím předejít pozdějším komplikacím. Veliký problém může nastat i při zasažení fovea submandibularis (malý otvor v distálním úseku mandibuly), která je velice dobře prokrvená. Ve frontální části mandibuly je zapotřebí být zvlášť obezřetný aby nedošlo k zasažení foramen mentale. Tímto otvorem vystupuje n. mentalis a jeho poranění může vést i ke ztrátě citlivost ve spodní oblasti tváře. Rovněž každý implantolog musí vědět, že mandibula je velmi dobře perfomovaná a to zvláště v lingválním úseku (4).

2.3.6 Základní principy radiační hygieny

Před zahájením jakéhokoliv radiologického vyšetření je zapotřebí pamatovat na radiační ochranu pacienta. K ochraně patří i tzv. základní principy radiační hygieny. Prvním z těchto principů je princip zdůvodnění. Ten určuje, že každé vyšetření musí obsahovat nějaký přínos pro vyšetřovanou osobu. Tato osoba nesmí být vystavená zbytečnému záření. Druhý je princip optimalizace – dávka záření má být při vyšetření co nejnižší. Současně musí dojít k zachování a získání dostatečné diagnostické informace. Třetí je princip limitování dávek, který reguluje ozáření všech zaměstnanců, kteří přijdou do kontaktu s ionizujícím zářením. Poslední je princip bezpečnosti zdrojů. Ten určuje, že je nutné použít takový zdroj, který prošel úspěšně všemi požadovanými zkouškami, a to zkouškou přejímací, dlouhodobé stability a provozní stability. Rovněž dle zákona č. 268/2014 Sb. musí splňovat požadavky na zdravotnické prostředky (4).

2.3.6.1 Ochrana před zářením

Před ionizujícím zářením je zapotřebí chránit nejen pacienta, ale především zaměstnance obsluhující rentgenový přístroj. K ochraně většinou používáme tři fyzikální metody: ochrana časem, vzdáleností a stíněním. Ochranou časem myslíme pobývání zaměstnance u zdroje ionizačního záření minimální nutnou dobu. Díky tomu je radiační zátěž menší. Druhý způsob ochrany je pomocí vzdáleností. Týká se to například vhodným umístěním přístroje na pracovišti či vhodnou konstrukci zábran (např. stěny budov). Poslední je ochrana stíněním. To realizujeme pomocí vhodného výběru stínicího materiálu. Stínění umístíme přímo u zdroje (stínící kryty či štíty) nebo u obsluhy (olověné zástěry a vesty). Ochranné prvky můžeme rovněž rozdělit na aktivní a pasivní. K aktivním prostředkům ochrany patří například: dodržování technologických

postupů či odborná způsobilost zaměstnanců k práci s ionizujícím zářením. K pasivním prostředkům patří například hrubé betonové stěny, dálkové manipulátory nebo pracovní ochranné pomůcky (2).

2.4 Kvantifikace obrazu

Pomocí kvantifikaci obrazu, lze na snímku odlišit jednotlivé struktury a ty dále analyzovat. Pro odlišení jednotlivých struktur je možné využít například analýzu textury (21). Textura mezi jiným popisuje pravidelnost, homogenitu, hladkost, hrubost vzoru dané struktury (22). Tyto struktury lze dále analyzovat např. porovnáním kvality při použití jiných zobrazovacích metod či při použití různých filtrů (21). Kvalitu rentgenových snímků je možné určit pomocí výpočtu poměru signálu a kontrastu k šumu (29).

2.4.1 Analýza textury

Analýza textury se využívá v lékařství pro vyhodnocení snímků získaných pomocí zobrazovacích metod. Jedná se o matematickou analytickou metodu hodnotící obraz na základě pozice a intenzity pixelu. U rentgenového zobrazení analýza textury popisuje množství odstínu šedé v námi zvolené oblasti. Ta je dále matematicky, či přesněji statisticky popsána (20).

2.4.2 Parametry prvního řádu

U parametrů prvního řádu je přístupováno k obrazu jako k souboru pixelů. V tomto případě absolutně ignorujeme pozice jednotlivých pixelů. Míry získané pomocí metody prvního řádu jsou nejčastěji odvozené od histogramu. Pracujeme pouze s jedinou hodnotou a to jsou stupně šedi (22).

2.4.2.1 Histogram

Histogram je grafické znázornění četnosti nějaké veličiny. Je znázorněné pomocí sloupcového grafu, kde jednotlivé sloupce přímo navazují na sebe (nenachází se mezi nimi mezera). To znamená, že jednotlivé veličiny přímo na sebe navazují a nejedná se o jednotlivé kategorie (23). Osa X představuje proměnnou, které jsou měřeny např. hodnoty šedé. Osa Y vyjadřuje, jak často se daná proměnná vyskytuje v měření např. počet pixelů nalezených pro každou hodnotu šedé v námi zvolené oblasti (24).

2.4.2.2 Medián

Medián určuje středový bod např. v řadě čísel. Výhodou mediána je ten, že ho lze určit bez jakýchkoliv výpočtů (23). U rentgenového zobrazení medián určuje střední hodnotu pixelů v námi zvolené oblasti (24).

2.4.2.3 Mean

Mean je střední hodnota šedé ve výběru. Jedná se o součet hodnot šedé všech pixelů ve výběru děleno celkovým počtem pixelů (24). Mean můžeme vyjádřit vztahem:

$$\mu = \sum_{i=1}^{Ng} ip(i) \quad \text{Rovnice 6 (27, s. 43)}$$

kde p je počet pixelů a $i=1, 2, \dots, Ng$ určuje hodnoty šedé (27).

2.4.2.4 Směrodatná odchylka

Směrodatná odchylka vypočítá odchylku jednotlivých hodnot od aritmetického průměru. Poté vyhodnotí rozptyl výsledků vzhledem k hodnotě průměru (25). Směrodatnou odchylku lze vyjádřit pomocí vztahu (27):

$$\sigma^2 = \sum_{i=1}^{Ng} (i - \mu)^2 p(i) \quad \text{Rovnice 7 (27, s. 43)}$$

2.4.2.5 Koeficient šikmosti a špičatosti

Koeficient šikmosti popisuje symetrii rozdělení. Pomocí šikmosti můžeme určit míru a směr zkosení. Hodnoty námi získané můžou být kladné, záporné ale i nedefinované (26). Ten můžeme vyjádřit pomocí rovnice (27):

$$\mu_3 = \sigma^{-3} \sum_{i=1}^{Ng} (i - \mu)^3 p(i) \quad \text{Rovnice 8 (27, s. 43)}$$

Koeficient špičatosti určuje výšku a ostrost středního bodu v porovnání s výškou a ostrostí standardní křivky (26).

$$\mu_4 = \sigma^{-4} \sum_{i=1}^{Ng} (i - \mu)^4 p(i) - 3 \quad \text{Rovnice 9 (27, s. 43)}$$

2.4.3 Parametry druhého řádu

Tyto metody jsou odvozené od koincidenční matice stupňů šedi. Tato metoda na rozdíl od první alespoň částečně respektuje polohu pixelů. Metoda druhého řádu je založena na výskytu dvou pixelů, které jsou definované vzájemnou polohou a mají stejnou

intenzitu. Mezi parametry druhého řádu patří tzv. Haralické míry. Jedná se například o angular second moment, contrast, correlation, sum of squares, sum average, atd. (22).

2.4.4 Poměr signálu k šumu a kontrastu k šumu (SNR a CNR)

Poměr signálu k šumu (SNR) je jednoduše průměrný obrazový signál v dané oblasti dělený šumem kolem této oblasti. To může být užitečné první měření, ale důležitější veličina je typicky poměr kontrastu k šumu (CNR), což je jednoduše poměr kontrastu mezi signálem v dané oblasti a pozadím. Jak tedy provedeme tato měření v praxi. Obvykle na obrázek umístíme takzvanou oblast zájmu (ROI). Tato ROI vybere všechny obrazové pixely uvnitř vybrané oblasti (28).

3 Výzkumná část

Dnešní zdravotnictví si už neumíme ani představit bez zobrazovacích metod. Ať už se jedná o zobrazovací metody využívající ionizující či neionizující záření. Staly se nezbytnou součástí při určování diagnózy nebo kontroly pacienta po operačním zákroku. Své využití našly zobrazovací metody i v moderní stomatologii. Zubním lékařům umožňují náhled do vnitřku zubů a čelistí, díky čemuž se snáze stanoví diagnóza pacienta. Nepostradatelné jsou rovněž pro plánování implantologického zákroku.

V praktické části své práce chci představit dva způsoby zobrazování, se kterými se nejčastěji setkáme ve stomatologii a porovnat je. Rovněž chci přiblížit, proč jsou nutné pro plánování implantologického zákroku.

3.1 Cíle a výzkumné otázky

Pro naši práci jsme si stanovili tři hlavní cíle. Prvním z nich je pořídit snímek čelisti pomocí OPG a CBCT. Dle něj může stomatolog stanovit stav kosti a chrupu a určit anatomické struktury, důležité pro zákrok.

Druhý cíl je porovnat snímky pořízené pomocí OPG a pomocí CBCT. Jak už bylo zmíněno v teoretické části, snímky pořízené pomocí OPG jsou ve 2D zobrazení a snímky CBCT jsou ve 3D zobrazení. V naší práci chceme zjistit, zda-li se způsob zobrazení nějak projeví na jakosti snímku a jestli to může ovlivnit hodnocení stavu čelisti a chrupu pacienta.

Posledním cílem je určit, proč jsou vlastně zobrazovací metody tak důležité v dnešní stomatologii.

Splněním těchto cílů, můžeme zodpovědět na naše dvě výzkumné otázky. U první se ptáme, proč jsou zobrazovací metody tak důležité v implantologii. Jsou opravdu nezbytnou součástí při plánování zákroku? V druhé se ptáme, proč v dnešní době mnoho zubních lékařů raději preferuje snímky pořízené pomocí CBCT než pomocí OPG.

3.2 Metodika výzkumu

Snímky byly pořízené v soukromé zubní klinice v Mostech u Jablunkova, Moravskoslezský kraj. Časové rozmezí bylo od září 2020 do ledna 2021. Jedná se o kvalitativní práci.

3.3 Pořízení snímku

Pro dosažení nejpresnějších a nej kvalitnějších snímku je potřeba správně připravit jak pacienta, tak i přístroj. Oba tyto faktory můžou velmi ovlivnit kvalitu snímku, a proto musí být protokol vyšetření maximálně dodržen.

3.3.1 Příprava pacienta

Před zahájením snímání je nutno ověřit, zda pacient netrpí nějakými zdravotními či psychickými potížemi, (např. strachem z malých, uzavřených prostor) nebo zda pacientka není těhotná. Požádáme pacienta, aby si odložil veškeré kovové předměty, jako jsou náušnice, řetízek, brýle, snímatelné kovové náhrady, piercing apod. Tyto předměty nám mohou znehodnotit snímek. Následně pacientovi nasadíme olověnou vestu, aby byl chráněn před ionizačním zářením. Vestu uložíme tak, aby její límec byl pod krkem. Pokud by byla vesta výše, zasahovala by do snímané oblasti a tím by opět znehodnotila snímek. Vyšetření je provedeno ve stoje, pacient stojí vzpřímeně, s nohama lehce dopředu (viz Obr. 2). Rukama uchopí madla přístroje a skousne předními řezáky plastový „zobáček“ v místě zarážky. V průběhu snímání stojí pacient uvolněně, mělce dýchá a snaží se jak nejvíce zamezit jakémukoliv pohybu.



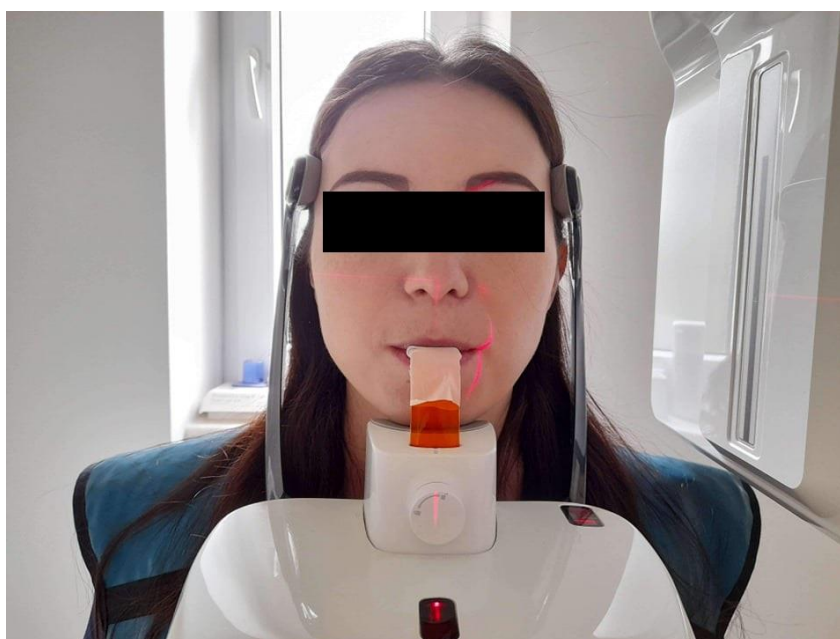
Obr. 1 Přístroj pro snímání OPG a CBCT snímku. Nalevo se nachází senzor a napravo zdroj RTG záření. Uprostřed se nachází plastový „zobáček“, který zkousne pacient.
(autor)



Obr. 2 Postavení pacienta při vyšetření. Pacient stojí rovně, nohy lehce dopředu, rukama uchopí mádla, snaží se omezit veškerý pohyb. (autor)

3.3.2 Příprava přístroje

Na plastový „zobáček“ navlečeme gumový náustek, který po každém pacientu vyměníme. Přístroj i plastový „zobáček“ přizpůsobíme výšce pacienta. Při snímání OPG snímku se zobrazí na tváři pacienta dvě světelné čáry. Jedná se o pomocné lasery, které pomáhají správně nepolohovat pacienta. První je střední sagitální a probíhá přes špičku nosu. Druhá je tzv. Frankfurtská horizontála a ta spojuje ušní kanál a dolní část očníce. Při snímání CBCT snímku se zobrazí tři světelné čáry. První dvě jsou stejné jako u OPG snímku. Třetí je tzv. špičáková a jedná se o svislou čáru, která prochází přes špičák (viz Obr. 3).



Obr. 3 Zobrazení tří laserových čar pro CBCT. Sagitální probíhá přes špičku nosu, Frankfurtská horizontála spojuje ušní kanál a dolní část očníce, špičáková prochází přes špičák (autor)

Pokud je přístroj přizpůsobený pacientovi, nastavíme parametry v počítači. V databázi si nalezneme pacienta a program automaticky nastaví, zda-li se jedná o muže, ženu či dítě. Napětí i proud jsou rovněž předem nastaveny. Zvolíme si, zda chceme pořídit panoramatický snímek (OPG snímek) nebo CBCT snímek. Dále určíme, zda má přístroj pořídit snímek celé čelisti nebo jenom její část, např. pouze pravou polovinu čelisti. Pokud máme vše připraveno, klikneme na políčko READY (viz Obr. 4). Přejdeme do vedlejší místnosti a pomocí dálkového ovladače spustíme snímání. Tlačítko držíme tak

dlouho, dokud nezmizí světelná signalizace, která nám označuje ukončení snímání. Poté snímek uložíme, a pacient se může vrátit do ordinace.



Obr. 4 Ukázka programu pro nastavení parametrů pacienta. Nalevo se nachází informace o pacientu, napravo možnosti snímkování. (autor)

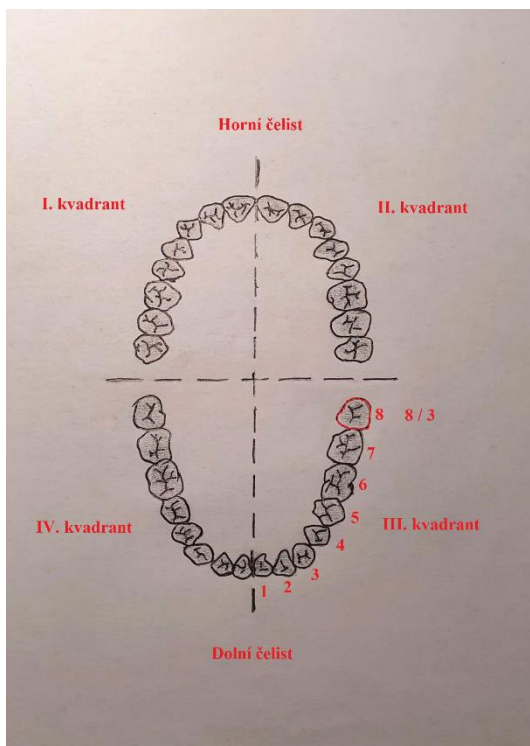
3.4 Postup měření

Pro naši studii jsme vybrali vzorek deseti pacientů, kterým byl pořízen snímek pomocí OPG a následně pomocí CBCT (na věku a pohlaví nezáleželo). Pomocí programu Excel jsme vytvořili pro každého pacienta dvě srovnávací tabulky. První tabulku pro hodnoty panoramatického snímku a druhou pro hodnoty CBCT snímku.

První sloupec tabulky slouží k popisu námi zvolených oblastí měření. Jedná se o kořeny prvních čtyř zubů horní a dolní čelisti, fixtury implantátů a kost, která se nachází kolem každého kořene nebo fixtury. Označená oblast kosti by měla být přibližně stejná, jako oblast kořene zubu nebo fixtury. Pokud je malý objem kosti, označili jsme oblast kosti pro dva či více zubů. Jestli byl některý z prvních čtyř předních zubů extrahovaný, zvolili jsme kořen dalšího nejbližšího zubu (většinou kořen špičáku). Abychom v tabulkách rozeznali jednotlivé zuby, označili jsme je tak, jak se s tím setkáme v běžné stomatologii, tzn. číslo zubu / kvadrant (viz Obr. 5). Pokud se jednalo o více zubů nebo celý kvadrant, číslo zubu se označilo nulou.

Další sloupce tabulky slouží pro parametry texturní analýzy a výpočet SNR a CNR. Poté jsme vytvořili ještě pro každého pacienta další dvě tabulky. Ty slouží pro výpočet průměrů ze SNR a CNR pro každou oblast, tzn. kořen zubů, kost kolem kořene, fixturu

a kost kolem fixtury. Pro snazší porovnání jsme vypočítali průměr z hodnot SNR a CNR pro obě skupiny. Výsledky výpočtu jsme poté zaznamenali v grafu. Nakonec jsme pro srovnání vytvořili histogramy snímků, které jsme porovnali.



Obr. 5 Značení zubů (autor)

Hodnoty pro texturní analýzu a histogramy jsme získali pomocí programu ImageJ. Jedná se o program pro zpracování obrazu. Je schopen načíst snímky ve formátu TIFF, GIF, JPEG, DICOM, atd. Obrázky v něm lze upravovat, analyzovat, zpracovávat, ukládat nebo tisknout. Pomocí tohoto programu je možné rychle získat potřebné informace o námi zvolené oblasti či vytvořit histogram.

Daný snímek jsme otevřeli v programu ImageJ a pomocí funkce “freehand selection” jsme označili zvolenou oblast. Pomocí funkce “Measure” (Ctrl + M) jsme získali hodnoty pro námi předem zvolené parametry, tj. průměr, medián, směrodatná odchylka, koeficient šikmosti a koeficient špičatosti. Hodnoty jsme postupně vkládali do tabulek pro každou oblast. Nakonec jsme pomocí programu ImageJ vytvořili histogram pro celý snímek.

3.4.1 Parametry snímku

Běžně se ve zdravotnictví setkáme s formátem snímku DICOM. Pomocí DICOM

můžete zobrazit snímky z rentgenového vyšetření, CT, ultrazvuku nebo magnetické rezonance. Snímky v tomto formátu často bývají 10-ti, 12-ti či až 16-ti bitové. To znamená, že snímek je mnohem přesnější než u běžných formátů, s kterými se setkáme denně např. JPEG, PNG, GIF. Pro příklad, u osmi bitového RTG snímku ve formátu JPEG je program schopen rozeznat 256 barev nebo přesněji řečeno 256 odstínů šedé. U 12-ti bitového RTG snímku je to už 4096 odstínů. U takových snímků je pak mnohem snazší rozeznat patologické nálezy než u osmi bitového.

Protože měření jsme prováděli na běžném počítači, postačily nám osmi bitové snímky ve formátu JPEG. Pro běžný počítač s menší pamětí než je u zdravotnických by mohlo být měření mnohem náročnější.

Pro CT snímky je FOV $10 \times 8 \text{ cm}^2$ to znamená, že snímek bude mít na šířku 10 cm a na výšku 8 cm. To je postačující rozměr, aby se zobrazila celá čelist dospělého člověka i s TMK a rovněž aby zobrazil nejdůležitější anatomické struktury, důležité pro zákrok.

3.5 Parametry pro vyhodnocení snímku

Parametry, které byly použité pro naše měření, můžeme rozdělit do dvou skupin. První skupina slouží pro rozlišení jednotlivých struktur. Mezi ně patří: průměr (mean), medián, směrodatná odchylka a koeficient šikmosti a špičatosti. Druhá skupina parametrů slouží pro vyhodnocení kvality snímku. Mezi ně patří: SNR, CNR a histogram.

3.5.1 Rozlišení struktur

Pro odlišení jednotlivých struktur jsme zvolili parametry prvního řádu texturní analýzy, parametry prvního řádu. Jedná se o parametry, které jsou odvozené z histogramu. Z hodnot pro jednotlivé struktury bychom měli být schopni rozeznat, jestli se jedná o kost, kořen zubu nebo fixturu.

3.5.1.1 Mean

Mean neboli průměr je nejčastěji používaná míra polohy. Jeho výhodou je nenáročnost pro výpočet, protože se jedná o součet všech hodnot, vydělen celkovým počtem prvků analyzované oblasti. Nevýhodou průměru je, že na výsledek mají vliv extrémní výchylky od ostatních hodnot. Průměr dobře popisuje především symetrické hodnoty.

V našem měření je průměr nezbytný pro výpočet SNR.

3.5.1.2 Medián

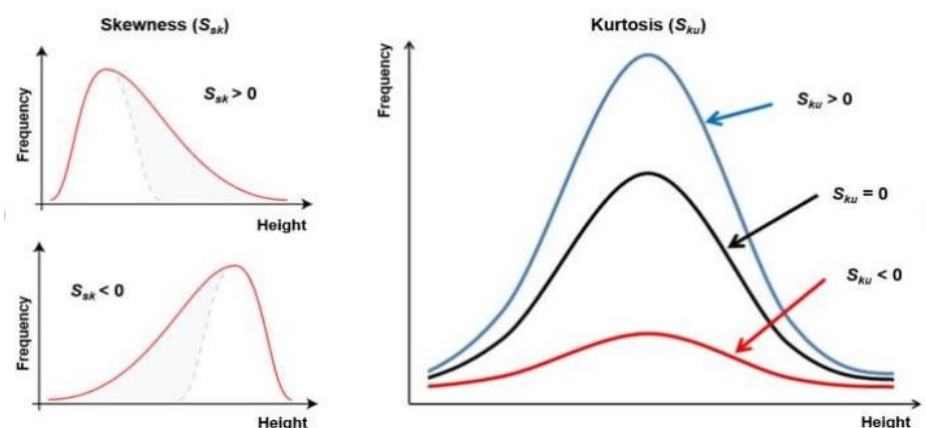
Hodnota mediánu by měla být přibližně stejná jako průměr. Pokud je medián menší než průměr, znamená to, že hodnoty na histogramu jsou více posunuty na pravou stranu. Pokud je větší než průměr, tak jsou více posunuty na levou stranu. Medián také není náročný pro výpočet, ale na rozdíl od průměru na něj nemají tak velký vliv extrémní výchyly.

3.5.1.3 Směrodatná odchylka

Směrodatná odchylka určuje, o kolik se liší všechny hodnoty od průměru. V našem měření jsme označovali takové oblasti, kde by hustota tkáně měla být přibližně stejná, např. kořen zubu. Tudíž rentgenové záření by mělo být v této oblasti přibližně stejně absorbováno a směrodatná odchylka by měla být co nejmenší. Tento parametr je rovněž nezbytný pro výpočet SNR.

3.5.1.4 Koeficient šikmosti a špičatosti

Tyto parametry popisují křivku histogramu. Šikmost ve statistikách je mírou asymetrie. Pokud koeficient šikmosti nabývá kladných hodnot, asymetrie křivky se nachází více napravo a naopak. U špičatosti se mění pološířka distribuce. Pokud je menší než "0", křivka je více zploštěná a jedná se o tzv. platykurtic. Jestli je tomu tak naopak, křivka je ostřejší a hovoříme o tzv. leptokurtic.



Obr. 6 Zobrazení hodnot šikmosti a špičatosti (zdroj:

https://www.researchgate.net/figure/Illustration-of-the-skewness-and-kurtosis-values-and-how-they-correlate-with-the-shape-of_fig1_298415862)

3.5.2 Vyhodnocení kvality snímku

Pro vyhodnocení kvality snímků jsme zvolili takové parametry, se kterými se v praxi běžně setkáme a jsou v literatuře standardně používané pro kvalitativní hodnocení snímků. Jedná se o poměr signálu k šumu (SNR), kontrastu k šumu (CNR) a histogram. Hodnoty pro SNR a CNR můžeme získat rychlým výpočtem z hodnot parametrů prvního řádu. Histogramy jsme vytvořili pomocí programu ImageJ

3.5.2.1 SNR a CNR

Poměr signál k šumu (SNR) jednoduše porovnává úroveň požadovaného signálu s úrovní nežádoucího šumu pozadí v obraze. SNR je tedy výsledkem dělení průměru a směrodatné odchylky.

$$SNR = \frac{Mean}{Směrodatná\ odchylka} \quad \text{Rovnice 10}$$

Poměr signálu k šumu je jedním z faktorů, který může mít významný dopad na kvalitu obrazu. Obecně platí, že čím vyšší je úroveň signálu, tím užitečnější informace se v obraze nachází a je proto váženější než nižší úroveň šumu.

Poměr kontrastu k šumu (CNR) v lékařském snímku je měřítkem kontrastu mezi sledovanou tkání a pozadím (tj. sousední tkání). Pro naše měření jsme použili zjednodušenou verzi vzorce. CNR je výsledkem rozdílu SNR sledované tkáni a SNR sousední tkáni v absolutní hodnotě.

$$CNR = |SNR_1 - SNR_2| \quad \text{Rovnice 11}$$

3.5.2.2 Histogram

Histogram vykresluje počet pixelů nalezených pro každou hodnotu pixelu. Levá strana grafu obvykle představuje nižší hodnoty signálu (menší expozice) a pravá strana představuje vyšší hodnoty signálu (větší expozice). Výška každého píku (špičky) představuje počet pixelů, které mají tuto konkrétní hodnotu. Pokud jsou hodnoty více posunuté na levou stranu, znamená to, že obraz bude mít nízké SNR a nízký kontrast. Pokud jsou hodnoty více posunuté na pravou stranu, SNR bude větší, ale kontrast bude střední. Pro vysoké SNR i kontrast musí být pokrytá většina šířky histogramu.

3.6 Analýza dat

Jak bylo zmíněno výše, pro analýzu snímků jsme požili program ImageJ. Hodnoty získané pomocí tohoto programu jsme pro lepší přehlednost vložili do tabulek vytvořených v programu Excel. Protože tabulky pro hodnoty analýzy parametrů prvního řádu, SNR a CNR jsou velmi obsáhlé, použijeme ve výzkumné části pouze tabulky dvou pacientů. Zbylé tabulky nalezneme v příloze (viz Příloha D a Příloha E)

3.6.1 Analýza dat pro snímky z OPG

Hustota kořene zubu či fixtury je větší než hustota kosti, která se nachází kolem kořene či fixtury. Tyto oblasti jsou světlejší a proto hodnoty průměrů kořene nebo fixtury by měly být větší než hodnoty průměrů pro kost (viz Obr 7).

Table 4: Mean gray scale value of anatomical landmark of maxillofacial region

Anatomical landmark	Gray scale (mean)
Enamel	3100
Dentin	2465
Pulp	1323
Cancellous bone	1584
Cortical bone	2352
Inferior alveolar nerve	1156
Maxillary sinus	497
Mucosal thickening in max. sinus	1019
Antral polyp	793

Obr. 7 Průměrná hodnota šedé stupnice anatomického orientačního bodu maxilofaciální oblasti na CBCT snímku (zdroj: <https://www.jiaomr.in/article.asp?issn=0972-1363;year=2018;volume=30;issue=1;spage=4;epage=9;aualast=Nasim>)

Pokud porovnáme hodnoty ze sloupce pro průměr v tabulkách pro oba pacienty, můžeme vidět, že tomu tak skutečně je. V některých případech je ale hodnota průměru kosti větší, než hodnota průměru kořene zubu (žlutě označeno). Důvodem může být, že jsme špatně označili oblasti nebo kvalita posuzovaného snímku. Tato chyba se opakuje u 5 z 10 pacientů.

Pokud porovnáme medián s průměrem, vidíme, že hodnoty jsou podobné. Ve většině případů je hodnota mediánu větší než hodnota průměru. To znamená, že medián na histogramu bude více přesunutý nalevo.

Protože směrodatná odchylka je nezbytná pro výpočet SNR a nachází se ve jmenovateli,

chceme, aby její hodnoty byly jak nejnižší. Průměr námi měřených hodnot pro směrodatnou odchylku se pro všechny pacienty pohyboval v rozmezí od 18 do 31 %. U pacienta Y vidíme, že hodnoty občas dosahovaly i mnohem větších hodnot (zeleně označeno).

Pro koeficient šikmosti chceme, aby hodnoty častěji dosahovaly záporných hodnot. Pokud tomu tak bude, znamená to, že křivka histogramu je více přesunutá nalevo a tím je větší SNR. Když porovnáme hodnoty ve sloupci pro koeficient šikmosti, vidíme, že rozložení kladných a záporných hodnot je přibližně symetrické (modře označeno). Stejně rozložení jsme zpozorovali i u ostatních pacientů.

Naopak je tomu u koeficientu špičatosti. Zde chceme, aby hodnoty častěji dosahovaly kladných hodnot. Protože byla označena oblast o přibližně stejné hustotě, hodnoty by měly být především kladné. Křivka histogramu bude ostřejší a to znamená, že větší část pixelů se nachází v rozsahu šedé pro danou oblast. V tabulkách vidíme, že i pro koeficient špičatosti je rozložení kladných a záporných hodnot přibližně symetrické. U 5 z 10 pacientů se vyskytly záporné hodnoty častěji než kladné (oranžově označeno).

Hodnoty pro SNR se u všech pacientů pohybovaly v rozmezí od 1 do 15. Pro CNR se tyto hodnoty pohybovaly od 0 po 7. Důkladnější analýzu dat pro hodnoty SNR a CNR jsme provedli v další kapitole.

Tabulka č. 1 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta X pro snímek z OPG

Pacient X	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
4 / 4 impl.	180,006	25,285	186,000	-1,894	3,205	7,119	1,887
4 / 4 kost	128,739	24,607	136,000	-0,033	-0,693	5,232	
7 / 4 impl.	184,556	29,847	193,000	-1,672	2,650	6,183	0,146
7 / 4 kost	125,522	19,833	131,000	-0,702	-0,077	6,329	
5 / 3 impl.	187,003	24,851	191,000	-1,942	5,852	7,525	4,135
5 / 3 kost	84,409	24,898	87,000	0,339	0,658	3,390	
7 / 3 impl.	163,824	35,786	172,000	-1,200	1,056	4,578	0,707
7 / 3 kost	84,003	21,699	85,000	1,021	3,175	3,871	
2 / 4 kořen	149,958	10,292	150,000	0,125	-0,379	14,570	6,918
2 / 4 kost	137,558	17,977	134,000	0,329	-0,843	7,652	

1 / 4 kořen	131,248	11,843	132,000	0,149	-0,455	11,082	0,012
1 / 4 kost	120,766	10,909	120,000	0,126	0,053	11,070	
1 / 3 kořen	164,677	11,717	165,000	-0,504	-0,028	14,055	3,436
1 / 3 kost	142,784	13,447	143,000	-0,003	0,031	10,618	
2 / 3 kořen	157,506	11,011	159,000	-0,516	-0,467	14,304	5,619
2 / 3 kost	137,888	15,875	138,000	0,040	-0,858	8,686	
1 / 1 kořen	125,075	8,882	126,000	-0,657	0,530	14,082	6,958
1 / 1 kost	102,608	14,404	101,000	0,624	0,416	7,124	
2 / 1 kořen	138,494	19,727	141,000	-0,495	-0,320	7,021	0,039
2 / 1 kost	110,941	15,715	109,000	0,721	-0,052	7,060	
3 / 2 kořen	135,409	10,492	136,000	-0,283	2,001	12,906	7,428
3 / 2 kost	111,397	20,336	110,000	0,557	0,162	5,478	

Tabulka č. 2 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta Y pro snímek z OPG

Pacient Y	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šířkosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
3 / 1 impl.	182,099	42,356	193,000	-1,070	0,827	4,299	2,291
3 / 1 kost	112,118	55,841	124,000	-0,067	-0,988	2,008	
3 / 2 impl.	205,301	26,999	215,000	-1,351	1,666	7,604	5,893
3 / 2 kost	118,383	69,182	127,000	0,050	-1,379	1,711	
2 / 4 kořen	177,079	13,804	179,000	-1,621	4,547	12,828	2,735
2 / 4 kost	160,131	15,865	160,000	0,056	-0,265	10,093	
1 / 4 kořen	179,486	23,151	186,000	-0,471	-0,908	7,753	2,485
1 / 4 kost	161,780	30,712	170,000	-0,826	-0,285	5,268	
1 / 3 kořen	151,626	22,913	153,000	0,004	-1,123	6,617	1,115
1 / 3 kost	154,423	28,064	160,000	-0,545	-0,471	5,503	
2 / 3 kořen	185,173	13,287	187,000	-0,335	-0,367	13,936	3,998
2 / 3 kost	154,053	15,500	155,000	-0,396	0,649	9,939	
2 / 1 kořen	108,075	41,421	97,000	1,086	0,638	2,609	0,986
2 / 1 kost	102,260	63,017	91,000	0,401	-1,224	1,623	
1 / 1 kořen	107,292	56,416	83,000	0,592	-1,185	1,902	0,143
1 / 1 kost	93,199	52,994	78,000	0,516	-1,135	1,759	
1 / 2 kořen	116,887	51,162	105,000	0,462	-0,835	2,285	0,349
1 / 2 kost	127,761	66,013	137,000	-0,004	-1,542	1,935	
2 / 2 kořen	118,636	40,378	111,000	0,796	0,184	2,938	0,621
2 / 2 kost	124,426	53,689	120,000	0,118	-1,134	2,318	

3.6.2 Analýza dat pro snímky z CBCT

Hodnoty pro průměr kořene zubu či fixtury byly u všech pacientů větší než průměr kosti. Pro fixtury hodnoty průměru téměř dosahovali maximálních hodnot šedé, tj. 255. To znamená, že tato oblast na snímku je téměř bílá. Hodnoty mediánu jsou velmi podobné jako hodnoty průměru. Pro fixtury hodnoty mediánu dokonce dosáhli maxima.

Průměr směrodatné odchylky se u všech pacientů pohyboval v rozmezí 10-20 %. U pacienta X vidíme, že směrodatná odchylka pro implantáty byla větší než průměr (zeleně označeno). Výkyv hodnot ale nebyl tak veliký, jako u panoramatických snímků.

Hodnoty koeficientu šikmosti častěji dosahovaly záporných hodnot než kladných (označeno modře). Tudíž křivka histogramu bude více posunutá nalevo a můžeme předpokládat vyšší hodnoty pro SNR. Naopak koeficient špičatosti více nabývá kladných hodnot než záporných. To znamená, že křivka histogramu bude ostřejší. Z toho vyplývá, že v námi zvolené oblasti se nachází většina pixelů ve stejném rozsahu šedé.

U všech pacientů se většina hodnot pro SNR pohybovala v rozmezí od 7 do 25. Hodnoty pro CNR se pohybovaly v rozmezí od 0 do 15.

Tabulka č. 3 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta X pro snímek z CBCT

Pacient X	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
4 / 4 impl.	244,930	26,557	255,000	-2,758	6,554	9,223	0,347
4 / 4 kost	164,169	18,497	167,000	1,175	5,375	8,875	
7 / 4 impl.	241,418	30,778	255,000	-2,119	2,944	7,844	2,419
7 / 4 kost	154,726	15,077	153,000	0,859	5,732	10,262	
5 / 3 impl.	247,212	21,879	255,000	-2,959	7,881	11,299	3,056
5 / 3 kost	165,732	20,106	170,000	0,743	3,208	8,243	
7 / 3 impl.	243,354	28,905	255,000	-2,578	5,732	8,419	0,936
7 / 3 kost	148,973	19,909	148,000	1,303	5,980	7,483	
2 / 4 kořen	166,902	8,870	167,000	-0,600	0,292	18,816	2,509
2 / 4 kost	150,176	9,209	149,000	0,558	0,084	16,308	
1 / 4 kořen	170,424	5,657	171,000	-1,213	1,929	30,126	12,660
1 / 4 kost	146,126	8,366	146,000	-1,008	4,324	17,467	

1 / 3 kořen	167,669	6,582	167,000	0,036	-0,474	25,474	14,140
1 / 3 kost	158,765	14,008	159,000	-0,202	-0,632	11,334	
2 / 3 kořen	170,443	8,180	170,000	-0,560	1,681	20,837	10,521
2 / 3 kost	158,034	15,320	164,000	-1,136	0,260	10,316	
1 / 1 kořen	167,724	10,489	170,000	-1,133	1,163	15,990	4,831
1 / 1 kost	137,334	12,307	139,000	-0,422	0,146	11,159	
2 / 1 kořen	158,003	10,828	160,000	-1,241	1,592	14,592	4,590
2 / 1 kost	137,672	13,765	140,000	-0,398	-0,361	10,002	
3 / 2 kořen	152,713	11,007	156,000	-1,182	1,084	13,874	1,444
3 / 2 kost	137,957	11,099	139,000	-0,279	-0,531	12,430	

Tabulka č. 4 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta Y pro snímek z CBCT

Pacient Y	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
3 / 1 impl.	244,838	26,436	255,000	-2,635	5,748	9,262	2,044
3 / 1 kost	153,405	13,569	151,000	2,232	12,100	11,306	
3 / 2 impl.	250,243	18,029	255,000	-4,382	20,111	13,880	6,100
3 / 2 kost	144,888	18,623	143,000	0,414	-0,053	7,780	
2 / 4 kořen	169,245	11,260	171,000	-2,004	4,732	15,031	5,453
2 / 4 kost	153,206	15,997	155,000	-0,660	0,140	9,577	
1 / 4 kořen	166,379	11,931	169,000	-1,936	4,479	13,945	2,836
1 / 4 kost	153,601	13,826	155,000	-0,961	0,671	11,110	
1 / 3 kořen	174,309	11,189	177,000	-1,459	2,426	15,579	5,337
1 / 3 kost	153,700	15,008	158,000	-0,870	-0,201	10,241	
2 / 3 kořen	171,510	9,662	173,000	-1,777	3,427	17,751	9,149
2 / 3 kost	152,778	17,760	155,000	-0,527	-0,632	8,602	
2 / 1 kořen	158,579	8,277	160,000	-1,022	1,957	19,159	11,896
2 / 1 kost	133,870	18,433	135,000	-0,348	-0,594	7,263	
1 / 1 kořen	159,379	10,639	162,000	-1,351	1,292	14,981	4,674
1 / 1 kost	125,214	12,149	127,000	-0,630	0,191	10,307	
1 / 2 kořen	161,287	11,323	164,000	-1,008	0,831	14,244	3,256
1 / 2 kost	123,836	11,270	122,000	0,529	0,245	10,988	
2 / 2 kořen	156,879	12,454	155,000	-0,104	-0,022	12,597	5,764
2 / 2 kost	141,682	20,736	140,000	-0,044	-0,924	6,833	

3.6.3 Srovnání dat pro snímky z OPG a CBCT

Protože průměr se ve vzorci pro výpočet SNR nachází v čitateli, chceme, aby jeho hodnoty byly jak největší. Hodnoty průměru i mediánu byly u snímků pořízených pomocí CBCT větší než u panoramatických snímků. Rovněž vidíme, že rozdíl mezi průměrem a mediánem je menší u CBCT snímků než u panoramatických snímků. To znamená, že i směrodatná odchylka by měla být menší. Pokud porovnáme hodnoty z tabulek pro směrodatnou odchylku, vidíme, že opravdu tomu tak je. Protože pro snímky pořízené pomocí CBCT je průměr větší než pro panoramatické snímky. Pro hodnoty směrodatné odchylky je tomu naopak, tudíž můžeme předpokládat, že i hodnoty SNR budou větší u CBCT snímků než u panoramatických.

Pro koeficient šikmosti jsme chtěli, aby hodnoty byly záporné. Pokud porovnáme hodnoty z obou měření, vidíme, že v obou případech se vyskytly kladné i záporné hodnoty. U snímků pořízených pomocí CBCT se ale kladné hodnoty vyskytly méně než u snímků z OPG.

Jak bylo již výše zmíněno, protože jsme v našem měření označovali takové oblasti, kde hustota tkáně by měla být přibližně stejná, koeficient špičatosti měl by být kladný. Zde rovněž vidíme, že hodnoty špičatosti nabývaly kladných i záporných hodnot. U panoramatických snímků se záporné hodnoty vyskytly častěji než u CBCT snímků. To znamená, že histogram je více zploštěný a pixely se nachází ve větším rozsahu šedé.

Porovnáním SNR a CNR pro obě skupiny se zabýváme v následující kapitole. Z našich poznatků můžeme očekávat, že SNR a CNR pro snímky CBCT budou větší než pro snímky z OPG.

3.6.4 Porovnání kvality snímků pro obě skupiny

V dentální implantologii je velmi důležitá kvalita snímku. Jedná se o chirurgický zákrok, kde je zapotřebí předem důkladně naplánovat celý průběh. V čelisti se nachází mnoho anatomických struktur a jejich znalost je pro implantologa velmi důležitá. Poškozením například některých z nervů, může vést k dlouhotrvajícím či dokonce trvalým následkům. Špatné vyhodnocení stavu kosti může ovlivnit kvalitu implantátu. Proto kvalita snímků musí být vysoká, aby rozmístění všech anatomických struktur bylo zřetelné. Jedním ze způsobů, jak určit kvalitu snímků, je výpočet SNR a CNR. Dalším způsobem je vyhodnocení snímků pomocí histogramu. V následujících

podkapitolách jsme porovnali snímky oběma způsoby. Pro SNR a CNR jsme hodnoty srovnávali pomocí tabulek i grafů. Zbylé tabulky pro průměry SNR a CNR nalezneme v příloze (viz Příloha F).

3.6.4.1 Porovnání pomocí tabulek

V této části jsme porovnali SNR a CNR pro obě skupiny pacientů pomocí tabulek. Zde navíc rozlišujeme, o kterou oblast čelisti se jedná. V další části porovnáme celkový průměr SNR a CNR pro obě skupiny. Tudiž již zanedbáme námi zvolené oblasti.

V předchozích tabulkách jsme vypočítali SNR pro každou námi zvolenou oblast. Poté jsme spočetli CNR. CNR jsme spočetli pomocí rozdílu SNR kořene zubu či fixtury a SNR kosti v absolutní hodnotě. Z těchto hodnot jsme dále vypočetli průměry pro SNR a CNR. Ty jsme spočetli jednotlivě pro zuby horní čelisti, zuby dolní čelisti a fixtury implantátů. Výsledky jsme zaznamenali do nových tabulek.

Pro oba tyto parametry platí, čím vyšší hodnota, tím kvalitnější snímek. SNR pro CBCT snímky bylo u všech pacientů větší než pro snímky z OPG. Mnohdy i několikanásobně (růžově označeno). Rovněž si můžeme všimnout, že pro obě skupiny hodnoty SNR kořene či fixtury jsou větší než hodnoty SNR kosti.

Hodnoty pro CNR se již více lišily. U pacienta X i Y vidíme, že CNR panoramatických snímků bylo pro některé oblasti větší než CNR u CBCT snímků. Tento jev se opakoval u 3 z 10 pacientů. Rozdíl těchto hodnot nebyl veliký, často se jednalo pouze o rozdíl v desetínách. Přesto bylo u většiny pacientů CNR u CBCT snímků větší než u panoramatických snímků.

Tabulka č. 5 Průměr hodnot SNR a CNR pacienta X pro jednotlivé oblasti pro oba typy přístrojů

Pacient X	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	23,813	9,957	13,503	3,996
0 / 3 4 kost	13,856		9,507	
0 / 1 2 kořen	14,819	3,622	11,336	4,808
0 / 1 2 kost	11,197		6,554	
impl.	9,196	1,690	6,351	1,719
impl. kost	8,716		4,706	

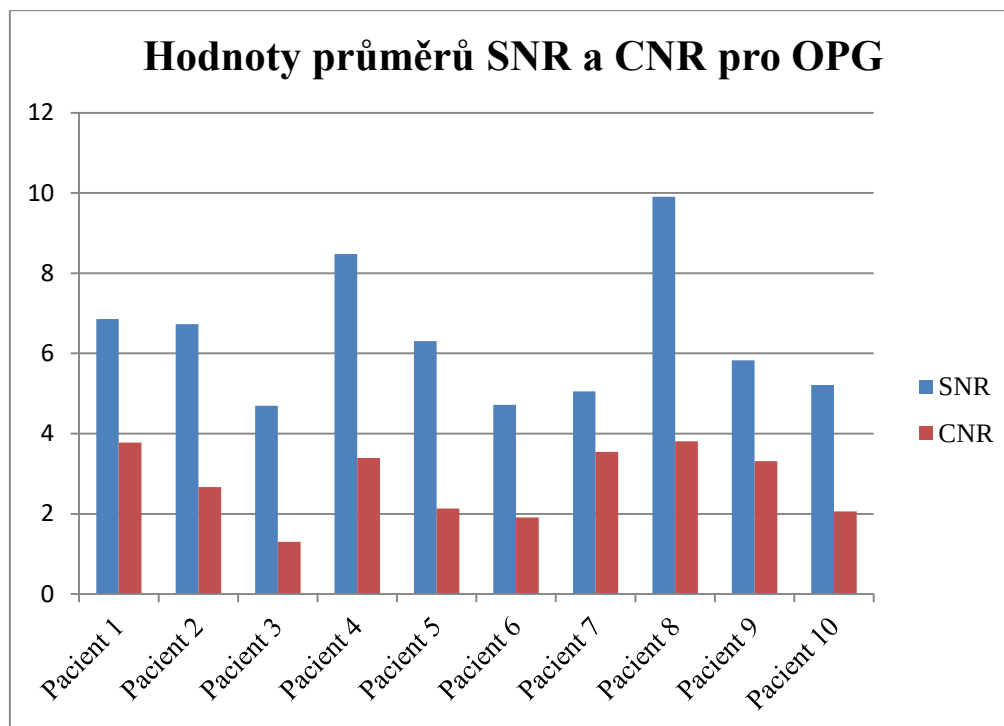
Tabulka č. 6 Průměr hodnot SNR a CNR pacienta Y pro jednotlivé oblasti pro oba typy přístrojů

Pacient Y	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	15,576	5,694	10,284	2,583
0 / 3 4 kost	9,883		7,701	
0 / 1 2 kořen	15,245	6,398	2,433	0,525
0 / 1 2 kost	8,847		1,909	
impl.	11,571	4,072	5,952	4,092
impl. kost	9,543		1,859	

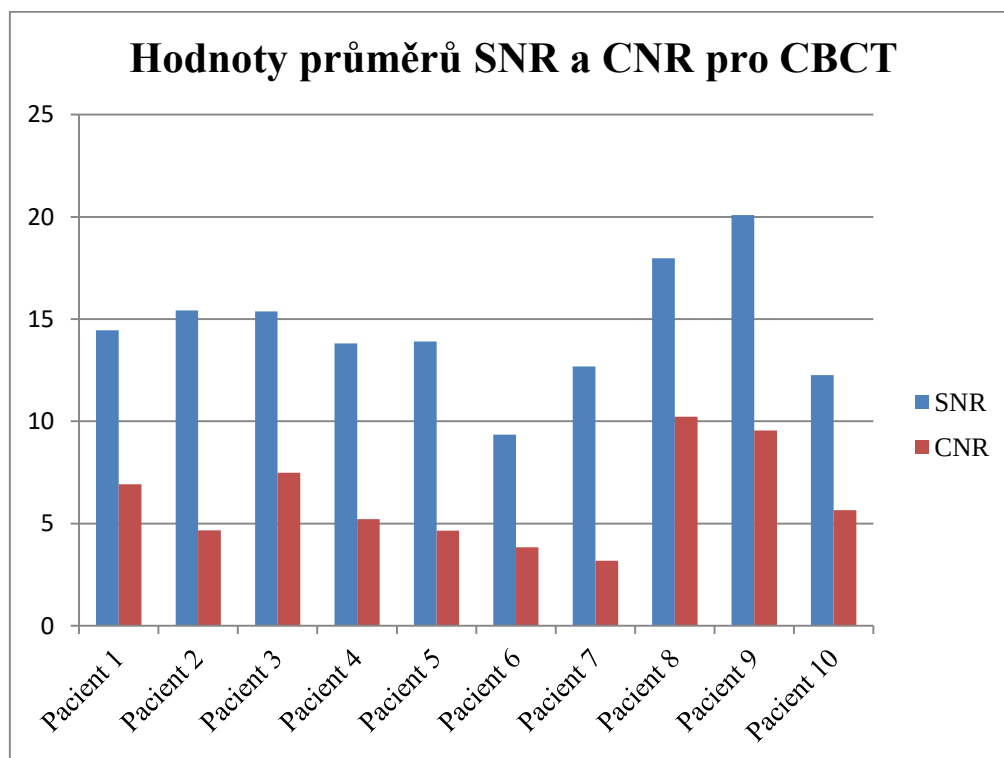
3.6.4.2 Porovnání pomocí grafů

Jak již bylo zmíněno výše, v této části jsme pro obě skupiny vypočítali celkový průměr ze SNR a CNR. Ten jsme spočetli pro všechny pacienty a poté jsme výsledky vložili do sloupcového grafu. Modré sloupce představují průměry SNR a červené sloupce průměry CNR.

Pro panoramatické snímky nejnižší průměr SNR dosáhl hodnoty 4,698 a nejvyšší 9,905. Pro CNR nejnižší hodnota byla 1,306 a nejvyšší 3,806. Pro snímky pořízené pomocí CBCT nejnižší průměr SNR dosáhl hodnoty 9,352 a nejvyšší 20,09. Pro CNR nejnižší hodnota byla 3,188 a nejvyšší 10,224. Hodnoty průměrů pro SNR jsou v druhém grafu dvojnásobně větší než hodnoty v prvním grafu. Pro CNR jsou hodnoty z druhého grafu až trojnásobně větší než z prvního grafu.



Graf 1 Celkový průměr hodnot pro SNR a CNR pro panoramatické snímky pacientů



Graf 2 Celkový průměr hodnot pro SNR a CNR pro CBCT snímky pacientů

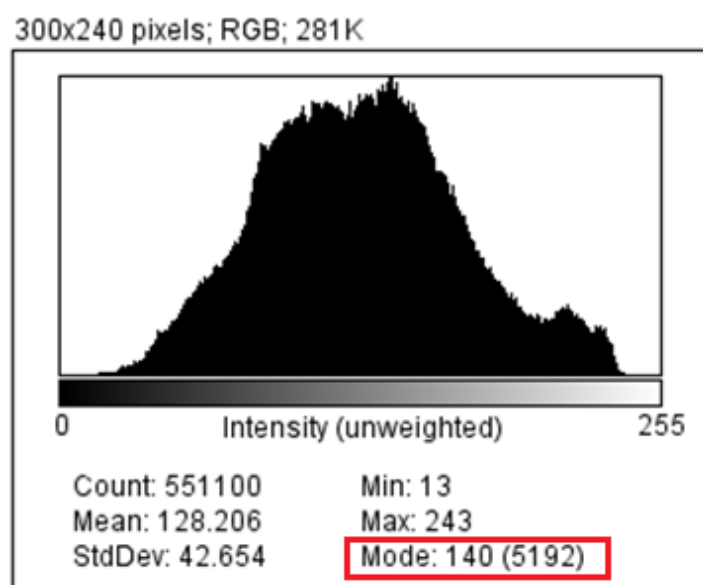
3.6.4.3 Porovnání histogramu

V této části jsme snímky porovnávali pomocí histogramu. Histogramy jsme získali pomocí programu ImageJ (viz Příloha G). Protože OPG snímá větší oblast než CBCT, tak jsme si nejprve v programu ImageJ označili oblast celé čelisti na CBCT snímku a poté jsme tu stejnou oblast označili na panoramatickém snímku. Jak bylo zmíněno v desáté kapitole, pokud má mít snímek vysoké SNR i kontrast, musí být hodnoty roztáhnuté po celé šířce histogramu. Pokud budou vyšší píky více nalevo, budou mít nižší SNR, pokud více napravo, SNR bude pro ně větší. Rovněž platí, čím více pixelů, tím bude lepší prostorové rozlišení.

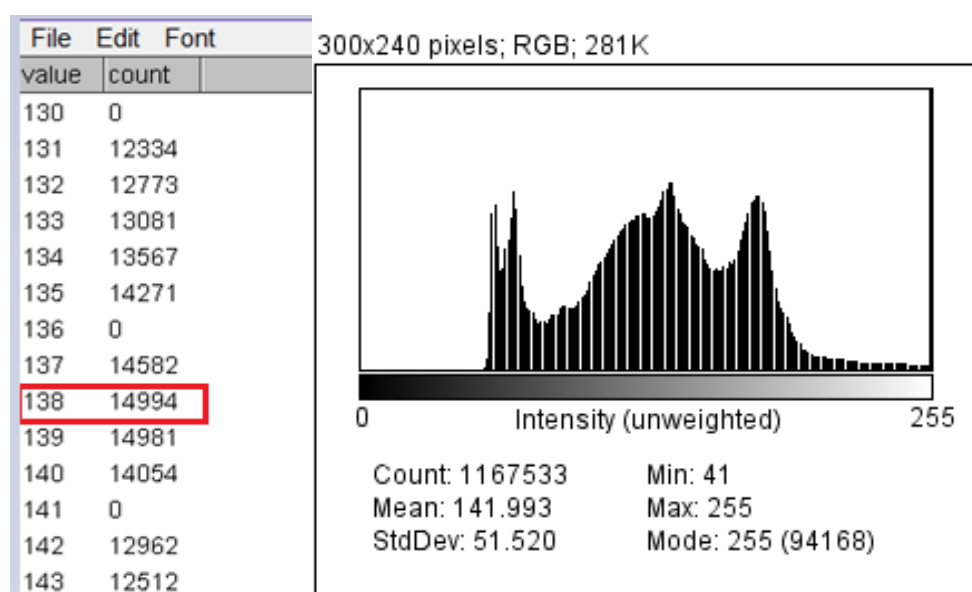
Program ImageJ dokáže kromě zobrazení histogramu snímku, rovněž vypočítat celkový počet pixelů snímku (Count), průměr šedé (Mean), směrodatnou odchylku (StdDev), minimální a maximální hodnotu šedé snímku nebo oblasti (Min a Max) a modus (Mode). Modus nám určuje odstín šedé s největším počtem pixelu. Na snímcích pořízených pomocí CBCT fixtury a výplně kanálku dosahovali i nejvyšších hodnot šedé (255). To můžeme vidět i v tabulkách z minulé kapitoly, že průměr i medián pro fixtury byl velmi vysoký. Tudíž došlo ke zkreslení histogramu pro CBCT snímky. Proto tuto hodnotu zanedbáme a pro CBCT snímky nalezneme druhý největší modus. Tuto hodnotu nalezneme pomocí tabulky, která zobrazuje počet pixelů pro jednotlivé hodnoty šedé (viz Obr. 9 a 11).

Pokud porovnáme histogramy pacienta X i Y pro obě skupiny, můžeme vidět, že oba histogramy jsou roztažené po větší části osy x. Histogram panoramatického snímku je malinko více roztažený než pro CBCT snímek. To můžeme vidět i na minimálních a maximálních hodnotách šedé. Pro panoramatické snímky nejvyšší hodnoty šedé se nacházejí nejvíce uprostřed. Pro CBCT snímky jsou tyto hodnoty více posunuté napravo. Když porovnáme celkový počet pixelů (Count), vidíme, že hodnota pro CBCT snímky je dvojnásobně větší, než pro panoramatické snímky. Rovněž průměr je větší pro CBCT snímky. Pokud porovnáme modus, jeho hodnota šedé se pro obě skupiny pohybuje přibližně ve stejném rozmezí. Počet pixelů ale pro tuto hodnotu je pro CBCT snímky mnohem větší než pro panoramatické snímky (označeno červeně).

Pacient X

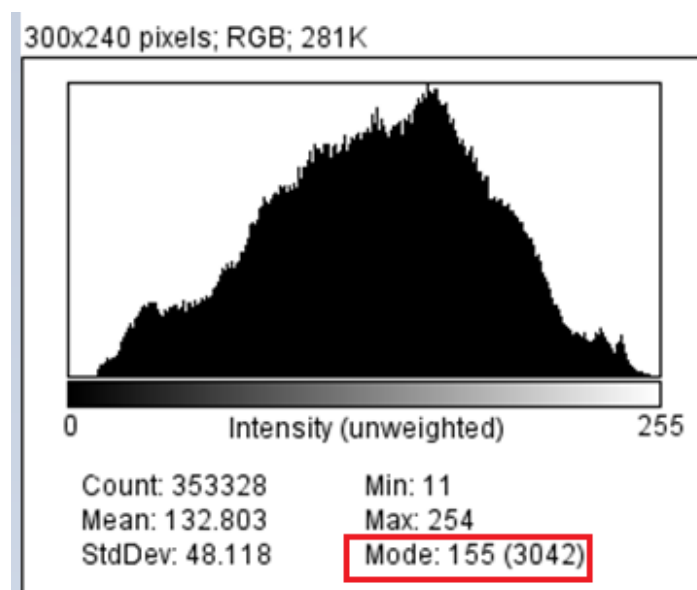


Obr. 8 Histogram panoramatického snímku pro pacienta X

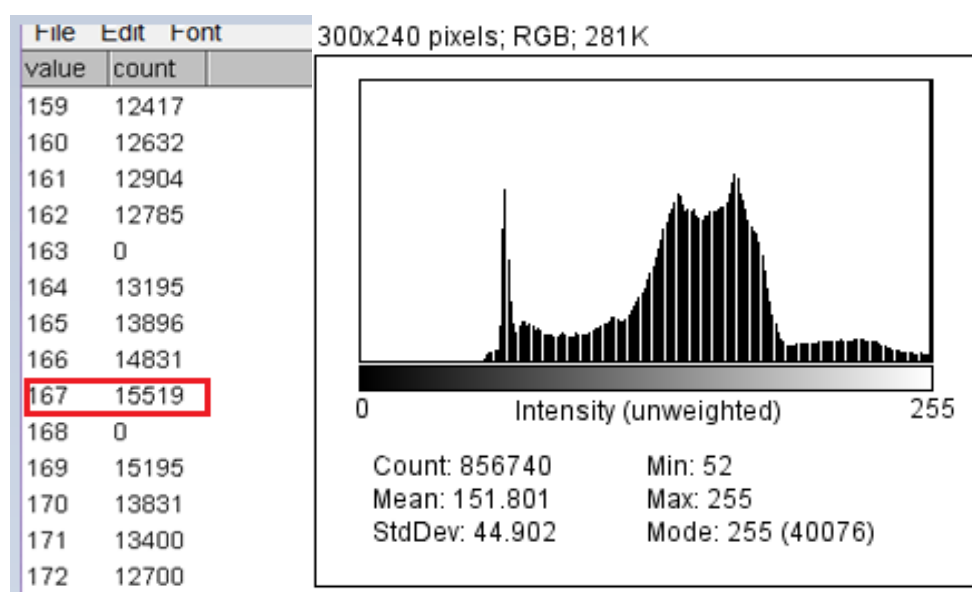


Obr. 9 Histogram CBCT snímku pro pacienta X a nejvyšší hodnota pixelů pro daný odstín šedé

Pacient Y



Obr. 10 Histogram panoramatického snímku pro pacienta Y



Obr. 11 Histogram CBCT snímku pro pacienta Y a nejvyšší hodnota pixelů pro daný odstín šedé

3.7 Analýza výzkumných cílů a otázek

V první části výzkumu jsme se zabývali analýzou výzkumných cílů. Nejprve jsme pořídili panoramatický a poté CBCT snímek čelisti pacienta. Tyto snímky jsme následně společně s konzultantem popsali. Označili jsme jednotlivé anatomické útvary důležité pro implantologický zákrok a vyhodnotil denzitu kosti. Dle těchto parametrů mohl implantolog zvolit nejvhodnější rozměr implantátu a naplánovat zákrok.

Dále jsme provedli analýzu výzkumných otázek. Zobrazovací metody jsou pro implantologii důležité, protože se jedná o chirurgický zákrok. Implantolog zasahuje do vnitra kosti čelisti a musí vzít v úvahu všechna rizika zákroku. V čelisti se nachází mnoho nervů, cév či dutiny, které by mohly zákrok zkomplikovat.

V druhé části výzkumu, jsme provedli analýzu druhé výzkumné otázky. Z analýzy dat, jsme získali hodnoty, dle kterých je možné vyhodnotit kvalitu pořízených snímků. Ty jsme v analýze dat předzpracovali a v následujících kapitolách je porovnáme.

3.7.1 Vyhodnocení stavu čelisti a chrupu

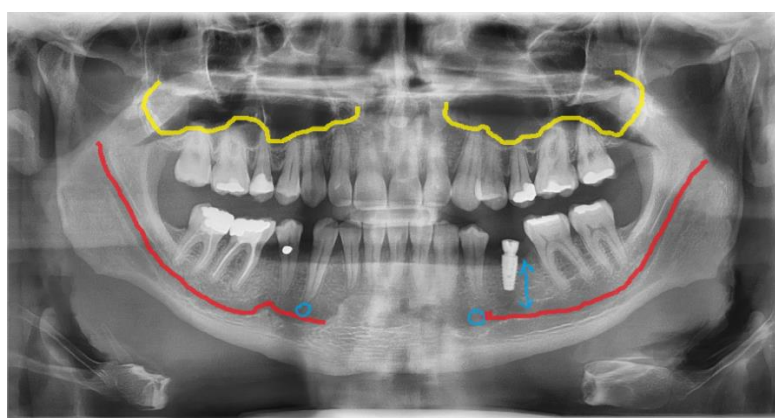
Zubní lékař pracuje se snímky v programu EzDent – i a Ez3D – i. Tento software umožňuje rychlou práci se snímky, označení důležitých anatomických struktur, změření délku kanálku či výšku kosti a získání dalších parametrů, důležitých pro následný zákrok. Software Ez3D – i rovněž umožňuje zobrazit jednotlivé struktury CBCT snímků. To je velkým přínosem při plánování implantologického zákroku. Pomocí tohoto softwaru je možné kromě určení výše zmíněných parametrů rovněž určit denzitu kosti. Díky tomu může implantolog naplánovat zákrok tak, aby byl co nejbezpečnější pro pacienta a zaručil i kvalitu a dlouhou vytrvalost implantátů.

Pro náš výzkum jsme se zeptali konzultanta, na které oblasti, místa či útvary se před zahájením implantologického zákroku nejvíce zaměřuje. Pro horní čelist je to vzdušnost maxilárních dutin, stav čelisti, kvalita kosti a její úbytek. Pro dolní čelist je to rovněž stav mandibuly, kvalita kosti a horizontální a vertikální resorbce. Dále poloha a průběh mandibulárního kanálu, výstupy mentálních nervů a třetí moláry na obou stranách.

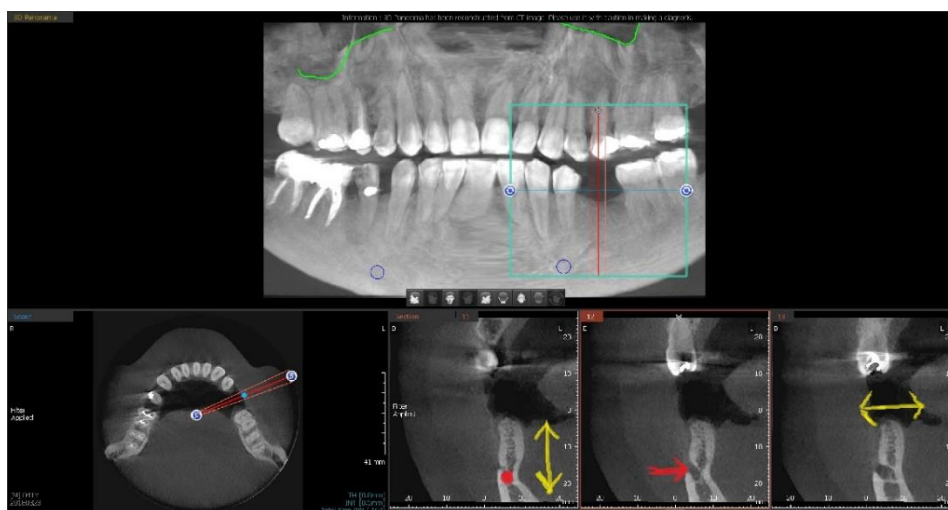
Obrázek 12 je snímek čelisti pacienta, pořízený pomocí OPG. Na snímku můžeme vidět žlutě označené dno maxilárních dutin. V místě dvou modrých kruhů se nachází foramen mentale. Červené čáry označují polohu a průběh mandibulárního kanálu.

Modrou šipkou je označená výše alveolárního výběžku.

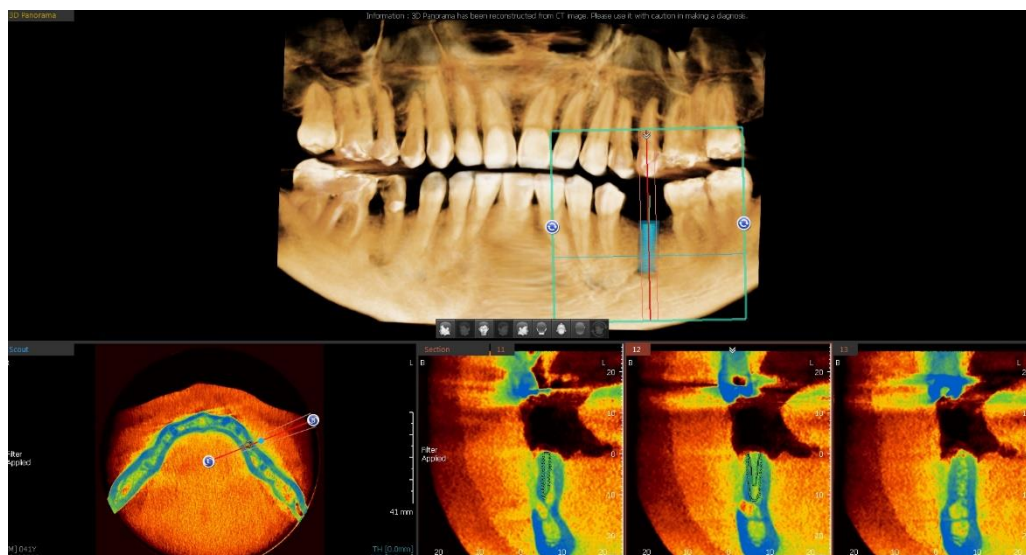
Obrázek 13 je snímek čelisti pacienta, pořízený pomocí CBCT. Protože je snímek ve 3D, můžeme zobrazit jednotlivé řezy struktury, jak je patrné na obrázku 6. Na horním snímku je zeleně označeno dno maxilárních dutin a modré kruhy označují foramen mentale. Na dolních snímcích je červenou tečkou a šipkou označen mandibulární kanál a žlutými šipkami šíře a výška alveolárního hřebene. Na obrázku 14 můžeme rozlišit denzitu kosti. Čím je oblast více modrá, tím bude denzita kosti čelisti větší. V příloze nalezneme snímky dalšího pacienta, kde je pozměněn způsob zobrazení čelisti (viz Příloha H).



Obr. 12 Označení anatomických útvarů na OPG snímku. Žlutě – dno maxilárních dutin, modře – foramen mentale a výška alveolárního výběžku, červeně – mandibulární kanál



Obr. 13 Označení anatomických útvarů na CBCT snímku. Zeleně – dno maxilárních dutin, modře – foramen mentale, červeně – mandibulární kanál, žlutě – výška a šíře alveolárního výběžku



Obr. 14 Ukázka denzity kosti čelisti na CBCT snímku. Větší denzita se nachází v modře označeném místě

Pokud porovnáme obrázek 12 a obrázek 13 můžeme si všimnout jistých odlišností v uložení anatomických útvarů, např. dno maxilárních dutin. Jak bylo zmíněno v teoretické části, dochází k tomuto jevu, protože panoramatické snímky jsou pouze ve 2D. Namísto CBCT snímky jsou zobrazovány ve 3D. Rovněž velkým přínosem CBCT snímků je zobrazení denzity kosti. Můžeme tedy vyhodnotit, že snímky pořízené pomocí CBCT jsou vhodnější pro implantologický zákrok.

3.7.2 Závěr porovnání SNR a CNR

Pokud porovnáme hodnoty z tabulek i grafů z analýzy dat pro obě skupiny, vidíme, že hodnoty pro snímky pořízené pomocí CBCT jsou větší než hodnoty pro panoramatické snímky. Mnohdy tyto hodnoty byly i několika násobně větší u CBCT snímků než u OPG snímků. Dle těchto výsledků můžeme usoudit, že CBCT snímky budou kvalitnější než snímky z OPG. Znamená to, že na CBCT snímcích budou přesněji vyobrazené anatomické struktury a tím bude i důkladnější příprava zákroku.

Nesmíme opomenout, že tyto výsledky nejsou zcela plnohodnotné. Ve zdravotnictví se setkáme se snímky o větší bitové hloubce, jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole. Tudíž hodnoty SNR a CNR pro obě skupiny mohou být mnohonásobně větší. V naší práci nám ale tyto hodnoty stačily pro porovnání snímků z obou skupin.

3.7.3 Závěr hodnocení histogramů

Z výsledků analýzy dat, ve které jsme porovnávali histogramy obou pacientů pro oba přístroje, můžeme předpokládat, že pro obě skupiny budou snímky velmi dobře kontrastní. Pro snímky pořízené pomocí CBCT bude SNR větší než pro snímky panoramatické. Rovněž CBCT snímky obsahují větší počet pixelů, tudíž můžeme očekávat lepší prostorové rozlišení.

4 Diskuse

Cílem této bakalářské práce je popsat využitelnost zobrazovacích metod při implantologických zákrocích a porovnat kvalitativně snímky pořízené pomocí OPG a CBCT.

V první části našeho výzkumu jsme společně s konzultantem popsali oba typy snímků. Jak bylo již několikrát zmíněno, před zahájením jakéhokoliv zákroku, je zapotřebí předem určit diagnózu pacienta. To platí i v dentální implantologii. Implantolog musí vyhodnotit stav kosti a dle toho zvolí vhodné rozměry fixtury a postup při zákroku. Rovněž musí popsat anatomické útvary, aby nedošlo k vedlejším komplikacím. Nejprve konzultant popsal snímek pořízený pomocí OPG. Na snímku jsou patrné dva drobné otvory v dolní čelisti, neboli foramen mentale. Dále poloha a průběh mandibulárních kanálů a dno maxilárních dutin. Rovněž je zapotřebí zhodnotit výšku a šíři alveolárního výběžku. Protože se jedná o snímky ve 2D, došlo zde ke zkreslení některých z anatomických útvarů. Proto konzultant následně popsal snímek pořízený ve 3D (CBCT snímek), kde je zkreslení minimalizováno, a jsou patrné rozdíly mezi 2D a 3D zobrazováním. Na CBCT snímku kromě anatomických útvarů lze vyhodnotit i denzitu kosti. Ta musí být dostačující, aby nedošlo k primárnímu selhání implantátu, k poškození kosti nebo ke snížení stability implantátu.

V druhé části naší práce jsme porovnávali kvalitu snímků pro obě skupiny. Pomocí texturní analýzy jsme chtěli zjistit, zda-li jsme schopni rozlišit jednotlivé struktury na snímku. Analýzu snímků jsme prováděli pomocí programu ImageJ a výsledky jsme zapisovali do tabulek v programu Excel. Z výsledků bylo patrné, že pro CBCT snímky nebyl problém rozlišit, jestli se jedná o kost, kořen zubu nebo fixturu. Namísto u panoramatických snímků docházelo k častějším chybám, například při porovnávání průměru pro kost a kořen zubu.

Dále jsme pomocí parametrů z texturní analýzy vypočítali SNR a CNR pro obě skupiny. Poměr signálu a kontrastu k šumu slouží k vyhodnocení kvality snímků. Již z hodnot v tabulkách bylo patrné, že SNR i CNR pro CBCT snímky je větší než pro snímky pořízené pomocí OPG. Pro lepší přehlednost jsme doplnili naši práci grafy pro hodnoty SNR a CNR pro obě skupiny. Hodnoty na svislé ose grafu pro poměr signálu a kontrastu k šumu byly vyšší pro CBCT snímky než pro panoramatické snímky.

Na konec jsme vytvořili histogram pro obě skupiny snímků. Z výsledných histogramů můžeme usoudit, že pro obě skupiny jsou snímky velmi dobře kontrastní, protože hodnoty zaplňují větší část osy x. Pro CBCT snímky se vyšší píky histogramu více pohybovaly napravo, můžeme tedy předpokládat, že pro tyto hodnoty bude SNR větší. Panoramatické snímky obsahovaly menší počet pixelů, tudíž jejich prostorové rozlišení bude menší. Nelze opomenout, že výsledky pro porovnání kvality snímků nejsou plnohodnotné. Bitová hloubka použitých snímků v této práci je menší, než se kterou se setkáme ve zdravotnictví. Tudíž lze očekávat vyšší hodnoty pro poměr signálu a kontrastu k šumu.

U panoramatických i CBCT snímků je možné zvýšit jejich kvalitu zobrazení. Z pohledu fyziky, je zde možnost zvýšení dávky záření nebo času snímání. Díky tomu, můžeme docílit lépe prosvětlených struktur těla. Ovšem, tento způsob je riskantní a může ohrozit zdraví pacienta. Je zapotřebí, pamatovat o radiační ochraně a přínos ozáření musí vyvážit riziko a újmu. Druhou z nabízených možností je digitální úprava již pořízeného snímku. Pro CBCT snímky můžeme použít tzv. normalizaci obrazu. Každý jednotlivý snímek je přenesen do jednotného stereotaktického prostoru tzn., že je obraz přenesen na nějakou jednu shodnou šablonu. Dále lze oba typy snímků upravit například pomocí bodového zvýraznění. Zde se nabízí prahování či úprava histogramu a jeho vyrovnání. Pomocí vyrovnání histogramu je možné zvýšit kontrast snímku a tím zvýraznit i méně rozpoznatelné detaily. Dále je možné použít nízkofrekvenční a vysokofrekvenční filtry, či filtry potlačující šum.

Současné softwary umožňují velmi rychlou a snadnou úpravu snímků. Jednoduše lze změnit průsvitnost, jas či kontrast snímku. Dále můžeme snímek zaostřit nebo vyhladit. Pomocí toho, může implantolog lépe zvýraznit i ty méně přehledné anatomické struktury. Ovšem, s těmito úpravami je zapotřebí pracovat tak, aby nedošlo až ke zkreslení obrazu.

5 Návrh doporučení pro praxi

Z výzkumu a měření v naší práci bych pro praxi doporučila provádět snímání v sedě. Pacient se může tak cítit uvolněněji a lze tak snáze zamezit pohybovým artefaktům. Rovněž bych neopomíjela informovat pacienty, jak probíhá snímání, a že nemusí mít obavy z ozáření. V průběhu praxe v soukromé klinice jsem se ne jednou setkala, že pacienti před zahájením snímání jsou velmi nervózní. Přístroj se nacházel v malém uzavřeném prostoru, co pro mnohé pacienty mohlo působit stísněně a nepříjemně. Rovněž i samotný senzor a rentgenka, které objíždějí kolem hlavy pacienta, působí pro mnohé velmi nekomfortně. Proto by pacienti měli být informováni, jak probíhá snímání. Naváže se jistý vztah mezi pacientem a ošetřovatelem a pacient poté působí klidněji. Také jsem se setkala, že pacienti mají často obavy z ozáření. Vzhledem k dnešním sociálním mediím a rychle se šířícím zprávám a často i těch nepravdivých, vznikají jisté obavy. I zde by se mělo informovat pacienty, že dávka je taková, aby neohrozila zdraví pacienta, ale současně aby snímek byl dostatečně kvalitní.

Pro plánování implantologických zákroků a i pro každodenní vyšetření doporučuji pracovat s oběma typy snímků. Občas na CBCT snímků některé útvary nejsou na tolik viditelné a nelze jednoznačně určit jejich polohu. Proto doporučuji skutečně co 2 roky pořizovat OPG snímek, který se ukládá v databázi. Pokud CBCT snímek nebude dostatečně kvalitní či dojde například k pohybovým artefaktům, lze snadno dohledat v databázi OPG snímek pacienta. Není potom zapotřebí pořizovat nový snímek a tím opět ozařovat pacienta.

V neposlední řadě bych doporučila nebát se pracovat digitálně se snímky. Jak bylo zmíněno v diskuzi, lze dosáhnout vyšších kvalit snímků pomocí změny jasu, kontrastu nebo filtrů. Většina současných programů či softwaru pro zpracování dat z přístrojů mají tuto možnost. Pomocí těchto úprav je možné dosáhnout lepšího zobrazení anatomických útvarů i u méně kvalitnějších snímků. Ovšem je zapotřebí dosáhnout určité rovnováhy mezi zlepšením kvality a zkrácením času snímání.

6 Závěr

V praktické části naší práce jsme se seznámili s anatomickými základy čelisti a chrupu. Představili jsme si nejdůležitější anatomické útvary, které mohou ovlivnit implantologický zákrok. Rovněž jsme se obeznámili s klasifikací kosti dle její kvality a kvantity. Dle této klasifikace, implantolog volí nejvhodnější postup zákroku a typ implantátu. V následných kapitolách jsme si popsali dentální implantáty. Obeznámili jsme se s jejich klasifikací parametry. V praxi se nejčastěji setkáme s tzv. válcovými implantáty, které se skládají ze tří částí: fixtura, abutment a suprakonstrukce. V dalších kapitolách jsme si představili úvod do zobrazování a seznámili jsme se s dvěma nejčastěji používanými zobrazovacími přístroji ve stomatologii. Jedná se o orthopantomogram (OPG) a Cone Beam Computed Tomography (CBCT). Oba tyto přístroje využívají rentgenové záření. Rozdíl mezi těmito přístroji je ten, že u OPG jsou výsledné snímky dvourozměrné a u CBCT jsou snímky trojrozměrné. Pro oba přístroje jsme si představili jejich využitelnost ve stomatologii a dentální implantologii.

Ve výzkumné části naší práce jsme nejprve společně s konzultantem popsali snímky pro oba přístroje. Konzultant označil anatomické útvary, kterým nejvíce věnuje pozornost před zahájením zákroku. Na snímcích jsou patrné maxilární dutiny, mandibulární kanály a foramen mentale. Rovněž vyhodnotil výšku a šíři alveolárního výběžku, které určují kvantitu kosti čelisti. Pokud by byl alveolární výběžek příliš nízký, mohlo by dojít k selhání implantátu. U CBCT snímků lze ještě vyhodnotit denzitu kosti. I tento parametr může ovlivnit stálost implantátu.

V druhé polovině výzkumné části jsme se zabývali porovnáním snímků pro obě skupiny přístrojů. Pomocí texturní analýzy jsme separovali jednotlivé oblasti na snímcích. Výsledné hodnoty pro texturní analýzu jsme porovnali mezi oběma přístroji. Z výsledků jsme zjistili, že pro CBCT snímky je méně problematické rozlišit jednotlivé oblasti, než-li pro snímky panoramatické. Následně jsme z hodnot pro texturní analýzu vypočítali SNR a CNR pro snímky z obou přístrojů. Dle SNR a CNR lze porovnat kvalitu snímků. Z výsledků v tabulkách i grafech jsme došli k závěru, že hodnoty SNR a CNR jsou vyšší pro snímky pořízené pomocí CBCT, než pro panoramatické snímky. Nakonec jsme pro snímky z obou přístrojů vytvořili histogramy. Z výsledných histogramů můžeme usuzovat, že pro oba přístroje jsou snímky velmi dobře kontrastní. Dále, že snímky pořízené pomocí CBCT budou mít vyšší SNR a větší prostorové

rozlišení, než-li snímky panoramatické. Tyto metody jsme zvolili pro objektivní vyhodnocení snímků. V teoretické části jsme si představili několik výhod i nevýhod pro oba přístroje. V praktické části jsme chtěli tyto tvrzení pomocí našich měření prokázat.

Pro doplnění naší práce, jsme se zeptali konzultanta, ve které situaci zvolí zobrazování pomocí OPG a ve které pomocí CBCT. Poté jsme se ho zeptali, jaké on z vlastních zkušeností vidí výhody a nevýhody obou přístrojů. OPG snímek pořídí v případě preventivní prohlídky, který je co dva roky hrazen pojišťovnou. Na OPG snímcích může zkontrolovat kostní strukturu a zubní kořeny. Dále při diagnostice retinovaných zubů nebo při nepravidelné výměně stálé a dočasné dentice. Výhodou OPG je rychlá, základní diagnostika. Nevýhodou je, že snímky jsou dvourozměrné, bez detailů a plánovat dle nich implantologický zákrok je maličko riskantní. Namísto CBCT snímek pořídí při plánování implantologického ošetření, při diagnostice úrazu zubů, při sinusitidách nebo při problémech s TMK. Výhodou je detailní diagnostika a zobrazení jednotlivých řezů snímku. Nevýhodou CBCT je větší expoziční dávka.

Z výsledků naší práce, lze odpovědět na naše výzkumné otázky, které jsme si položili na začátku práce. Zobrazovací metody v moderní implantologii jsou důležité, protože je nezbytné předem naplánovat postup zákroku. Je mnoho anatomických útvarů, které mohou ovlivnit zákrok, a jejich poškození může ovlivnit kvalitu života pacienta. Rovněž je nezbytné si uvědomit, že každý pacient má individuální stavbu čelisti a proto se nelze řídit nějakým vzorem.

Druhou otázkou bylo, proč jsou snímky pořízené pomocí CBCT vhodnější než snímky panoramatické. Z měření jsme zjistili, že CBCT snímky mají vyšší SNR a CNR. To znamená, že tyto snímky jsou kvalitnější než snímky panoramatické. Detailněji zobrazí anatomické útvary a tím se i zmenšuje riziko na pozdější komplikace při zákroku. Rovněž OPG snímky jsou pouze ve 2D zobrazení, tudíž postrádají hloubku. U CBCT snímků lze zobrazit jednotlivé řezy a díky tomu je možné zobrazit detailněji například tvar kořene zubu.

Oba typy přístrojů mají své nesmírné opodstatnění ve stomatologii. V případě dentální implantologie, kde se jedná o chirurgický zákrok, je na prvním místě zdraví a bezpečí pacienta. Z výsledků práce je možné doporučit upřednostnit při plánování implantologického zákroku použít snímky pořízené pomocí CBCT.

Seznam použité literatury

- 1) GRIM, M., O. NAŇKA a I. HELEKAL. *Atlas anatomie člověka. II., Hlava & krk, vnitřní orgány, neuroanatomie*. Praha: Grada, 2017. ISBN 978-80-247-4156-7.
- 2) NAVRÁTIL, Leoš et al. *Medicínská biofyzika*. 2. vyd. Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.
- 3) MAZÁNEK, Jiří et al. *Zubní lékařství: pro studující nestomatologických oborů*. Praha: Grada, 2018. ISBN 978-80-247-5807-7.
- 4) ŠIMŮNEK, Antonín et al. *Dentální implantologie*. 3. vyd. Hradec Králové: ARTILIS, 2017. ISBN 978-80-906794-0-5.
- 5) KOKŠAL, Libor. Panoramatické rentgeny. STOMATEAM. *Hlavní stránka | Dental Choice* [online]. Praha: Stomateam, 2020 [cit. 2020-10-18]. Dostupné z: <https://www.dentalchoice.cz/cz/problematika/panoramaticke-rentgeny>
- 6) TOMAN, Jan. OPG a CBCT. *StomaTeam*. 2019, **19**(4), 61-64. ISSN 1214-147X.
- 7) Nervus alveolaris inferior. *Velký lékařský slovník On-Line* [online]. Praha: Maxdorf, 2021 [cit. 2020-10-18]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/lexikon-pojem/nervus-alveolaris-inferior-1>
- 8) Foramen mentale. *Velký lékařský slovník On-Line* [online]. Praha: Maxdorf, 2021 [cit. 2020-10-18]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/foramen-mentale>
- 9) Nervus mentalis. *Velký lékařský slovník On-Line* [online]. Praha: Maxdorf, 2021 [cit. 2020-10-18]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/nervus-mentalis>
- 10) HUSSAINI, Souheil. Zóny na CBCT čelisti. Kvalita kosti vztahující se k umístění implantátu. *StomaTeam*. 2019, **19**(2), 92-96. ISSN 1214-147X.
- 11) KOKŠAL, Libor. CBCT a hybridní zobrazovací systémy. STOMATEAM. *Hlavní stránka | Dental Choice* [online]. Praha: Stomateam, 2020 [cit. 2020-10-26]. Dostupné z: <https://www.dentalchoice.cz/cz/problematika/cbct-a-hybridni-zobrazovaci-systemy>

- 12) SÚJB. Používání rentgenů - lékařské ozáření. *Úvod - SÚJB* [online]. Praha: SÚJB, 2021 [cit. 2020-10-26]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>
- 13) MALET, J., F. MORA a P. BOUCHARD. *Implant Dentistry at a Glance*. Hoboken: John Wiley and Sons, 2018. ISBN 978-1-11-929260-9.
- 14) Podział Implantów - Implantologia i Chirurgia Stomatologiczna. Łukasz MUSIAŁ. *Implantologia i Chirurgia Stomatologiczna – implantolog.eu* [online]. Polsko: Łukasz Musiał [cit. 2020-11-05]. Dostupné z: <http://implantolog.eu/podzial-implantow/>
- 15) RINALDI, M., S. D. GANZ a A. MOTTOLA. *Computer-guided applications for dental implants, bone grafting, and reconstructive surgery*. St. Louis: Elsevier, 2016. ISBN 978-0-32327-803-4.
- 16) Morfologiczny podział kości, połączenia kości. *Wykłady.org - studia, matura, materiały dla studentów*. [online]. Polsko: Interar, 2020 [cit. 2020-11-15]. Dostupné z: http://anatomia.wyklady.org/wyklad/963_morfologiczny-podzial-kosci-polaczenia-kosci.html
- 17) BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- 18) SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
- 19) ČERNOCHOVÁ, Pavlína. *Diagnostika retinovaných zubů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1269-5.
- 20) ŠPIČÁK, Julius et al. *Novinky v gastroenterologii a hepatologii*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1783-8.
- 21) DOUGHERTY, Geoff. *Digital image processing for medical applications*. Cambridge: Cambridge University Press, 2009. ISBN 978-0-521-86085-7.
- 22) ŠRÁMEK, Jaromír et al. *Získávání a analýza obrazové informace*. Brno: Masarykova univerzita v Brně, 2011. Dostupné také z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/Image/ucebnice.pdf>

- 23) WALKER, Ian. *Výzkumné metody a statistika*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-3920-5.
- 24) FERREIRA, Tiago a Wayne RASBAND. *ImageJ user guide: Fiji 1.46*. [Bethesda]: [National Institute of Health], 2012. Dostupné také z: <https://imagej.nih.gov/ij/docs/guide/user-guide.pdf>
- 25) SCHELS, Ignatz. *Excel 2007: vzorce a funkce*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2074-6.
- 26) KLIMA, Kristian. Normality Testing - Skewness and Kurtosis | The GoodData Community. GOODDATA. *GoodData | The Leader in Embedded Analytics & Intelligence* [online]. [San Francisco]: GoodData, 2021 [cit. 2021-03-10]. Dostupné z: <https://help.gooddata.com/doc/enterprise/en/dashboards-and-insights/maql-analytical-query-language/maql-expression-reference/aggregation-functions/statistical-functions/predictive-statistical-use-cases/normality-testing-skewness-and-kurtosis>
- 27) *MaZda User's Manual*. [Polsko]: MaZda, 2006. Dostupné také z: http://www.eletel.p.lodz.pl/mazda/download/mazda_manual.pdf
- 28) NETT, Brian. X-ray Contrast To Noise (CNR) Illustrated Examples Of Image Noise (SNR, Quantum Mottle) For Radiologic Technologists. *How Radiology Works* [online]. [USA]: How Radiology Works, 2021 [cit. 2021-3-10]. Dostupné z: <https://howradiologyworks.com/x-ray-cnr/>

Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta X pro snímek z OPG	43
Tabulka č. 2 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta Y pro snímek z OPG	44
Tabulka č. 3 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta X pro snímek z CBCT	45
Tabulka č. 4 Parametry prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro pacienta Y pro snímek z CBCT	46
Tabulka č. 5 Průměr hodnot SNR a CNR pacienta X pro jednotlivé oblasti pro oba typy přístrojů	48
Tabulka č. 6 Průměr hodnot SNR a CNR pacienta Y pro jednotlivé oblasti pro oba typy přístrojů	49

Seznam grafů

Graf 1 Celkový průměr hodnot pro SNR a CNR pro panoramatické snímky pacientů.....50

Graf 2 Celkový průměr hodnot pro SNR a CNR pro CBCT snímky pacientů50

Seznam příloh

Příloha A Anatomické útvary čelisti

Příloha B Tabulka - Kvalita kosti v Hounsfieldových jednotkách

Příloha C Snímky z jednomotorového a multimotorového OPG

Příloha D Tabulky parametrů prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro zbylé pacienty pro snímky z OPG

Příloha E Tabulky parametrů prvního řádu texturní analýzy, SNR a CNR pro zbylé pacienty pro snímky z CBCT

Příloha F Tabulky průměrů hodnot SNR a CNR ostatních pacientů pro jednotlivé oblasti pro oba typy přístrojů

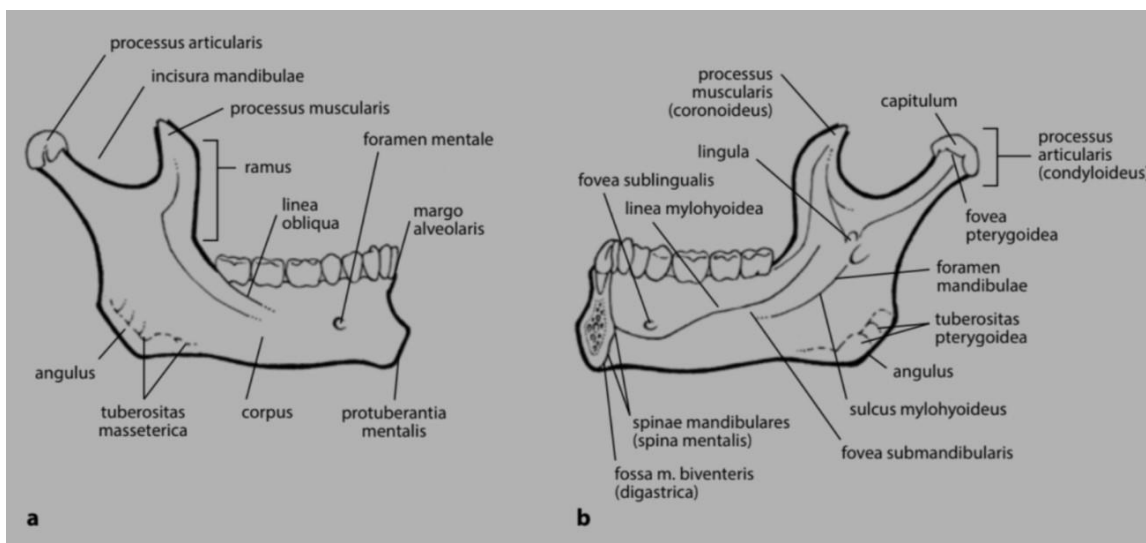
Příloha G Histogramy ostatních pacientů pro oba typy přístrojů

Příloha H Další zobrazení čelisti pacienta

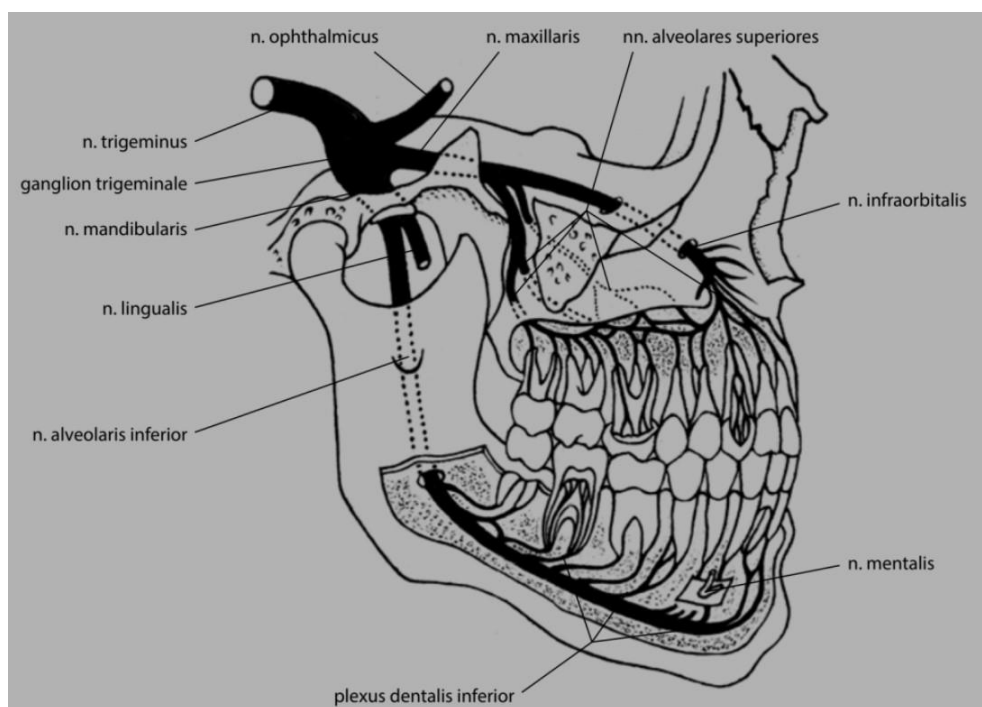
Příloha I Přiložené CD

- text bakalářské práce
- článek
- souhlas respondentů

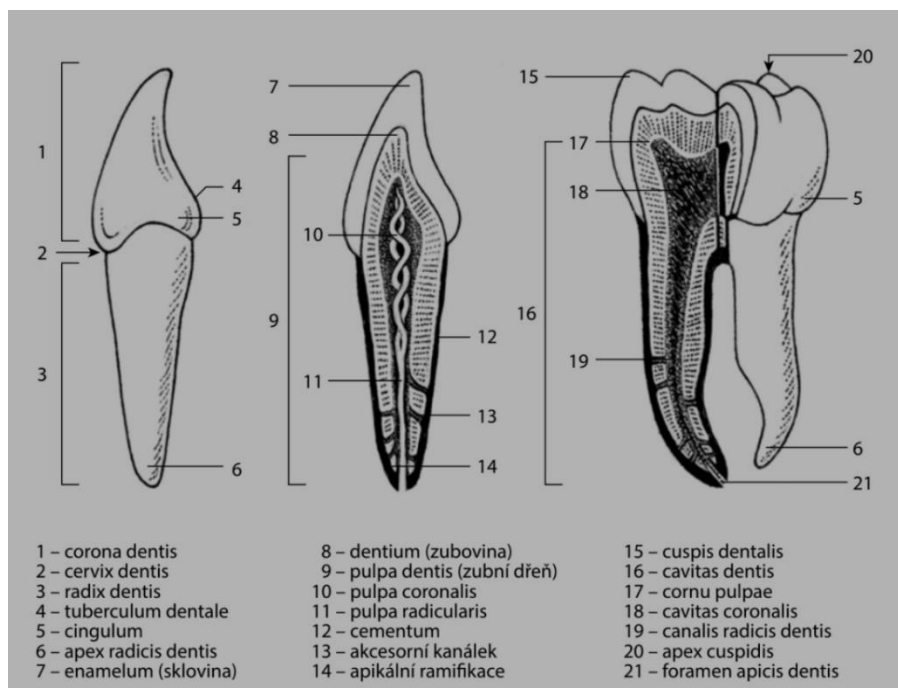
Příloha A Anatomické útvary čelisti



Obr. 1 Znázornění anatomických útvarů čelisti (1, s. 66)



Obr. 2 Znázornění nervů čelisti (1, s. 66)

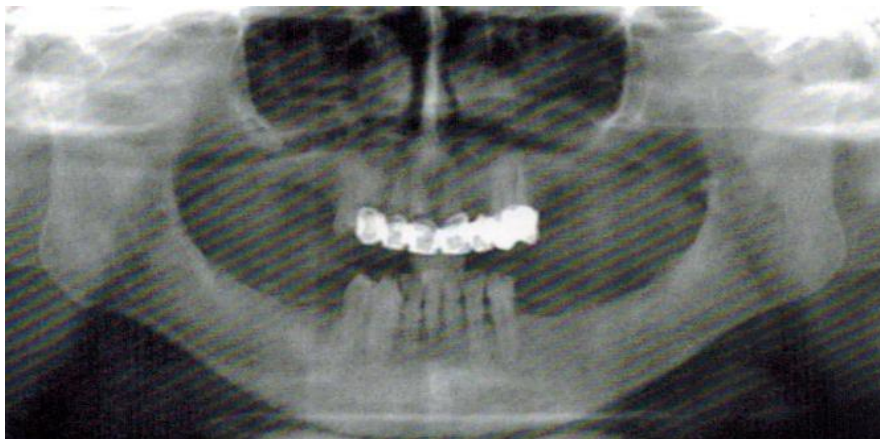


Obr. 3 Stavba zubu (1, s. 66)

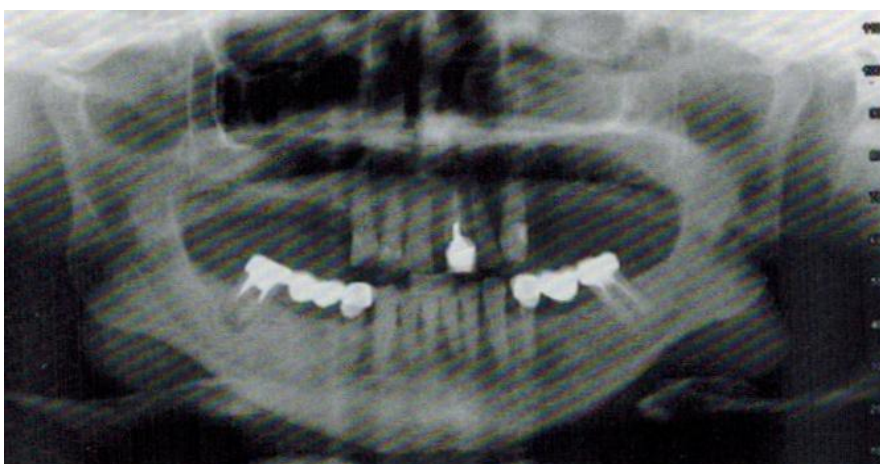
Příloha B Tabulka - Kvalita kosti v Hounsfieldových jednotkách

Kvalita kosti (Lekholm – Zarb)	Hounsfieldovy jednotky
D1	> 1250
D2	850 – 1250
D3	350 – 850
D4	150 – 350
nezralá kost	< 150

Příloha C Snímky z jednomotorového a multimotorového OPG



Obr. 4 Zobrazení čelisti pomocí jednomotorového OPG (4, s. 141)



Obr. 5 Zobrazení čelisti pomocí multimotorového OPG (4, s. 142)

**Příloha D Tabulky parametrů prvního řádu texturní analýzy,
SNR a CNR pro zbylé pacienty pro snímky z OPG**

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šířkosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	181,324	14,377	184,000	-0,738	0,175	12,612	7,243
1 / 4 kořen	149,901	17,112	153,000	-0,399	-0,498	8,760	3,390
0 / 4 kost	145,659	27,127	151,000	-0,758	-0,050	5,370	
1 / 3 kořen	160,230	24,544	162,000	-0,062	-1,064	6,528	1,286
1 / 3 kost	124,010	23,657	123,000	0,262	-0,244	5,242	
2 / 3 kořen	191,740	16,779	194,000	-0,559	-0,339	11,427	3,888
2 / 3 kost	135,494	17,972	133,000	0,604	0,450	7,539	
3 / 1 kořen	155,193	11,592	156,000	-0,550	0,334	13,388	8,877
3 / 1 kost	113,669	25,197	112,000	-0,091	1,091	4,511	
2 / 1 kořen	139,264	21,278	135,000	0,592	0,256	6,545	1,601
2 / 1 kost	113,569	22,970	112,000	0,036	0,504	4,944	
1 / 2 kořen	170,413	30,595	173,000	-0,756	0,590	5,570	1,521
1 / 2 kost	117,332	28,975	119,000	0,091	-0,549	4,049	
2 / 2 kořen	144,071	23,130	140,000	1,019	1,036	6,229	1,754
2 / 2 kost	102,251	22,849	100,000	0,322	0,303	4,475	
3 / 2 kořen	142,320	17,611	146,000	-1,644	2,914	8,081	4,449
3 / 2 kost	99,994	27,532	100,000	-0,353	-0,400	3,632	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šířkosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	196,548	24,114	201,000	-0,765	0,344	8,151	0,120
2 / 4 kost	165,680	20,032	163,000	0,575	0,770	8,271	
1 / 4 kořen	201,373	13,345	202,000	-0,218	-0,627	15,090	5,910
1 / 4 kost	171,712	18,706	170,000	0,556	0,341	9,180	
1 / 3 kořen	209,316	12,096	211,000	-0,982	1,318	17,305	8,603
2 / 3 kořen	183,328	18,133	184,000	-0,066	-0,727	10,110	1,409
0 / 3 kost	159,367	18,315	158,000	0,365	0,198	8,701	
2 / 1 kořen	119,911	39,903	137,000	-0,584	-1,128	3,005	0,970
2 / 1 kost	98,331	48,329	90,000	0,589	-0,116	2,035	
1 / 1 kořen	161,732	41,973	175,000	-0,908	-0,224	3,853	0,619
1 / 1 kost	118,787	36,724	124,000	-0,024	-0,599	3,235	
1 / 2 kořen	171,078	30,327	180,000	-0,933	0,325	5,641	2,493
1 / 2 kost	131,170	41,669	133,000	0,156	0,036	3,148	
2 / 2 kořen	135,532	39,774	149,000	-1,112	0,294	3,408	1,240

2 / 2 kost	107,437	49,560	109,000	0,210	-0,667	2,168	
------------	---------	--------	---------	-------	--------	-------	--

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 3 kořen	168,359	29,327	172,000	-0,648	0,101	5,741	1,399
2 / 3 kost	171,659	39,539	181,000	-0,583	-0,724	4,342	
1 / 3 kořen	176,684	26,736	180,000	-0,335	-0,849	6,608	2,398
1 / 3 kost	165,670	39,345	180,000	-0,653	-0,867	4,211	
1 / 4 kořen	155,053	23,238	156,000	-0,242	-0,417	6,672	2,204
1 / 4 kost	144,941	32,436	142,000	0,054	-0,495	4,469	
2 / 4 kořen	171,561	23,893	177,000	-0,964	1,143	7,180	2,220
2 / 4 kost	146,958	29,628	149,000	-0,519	-0,441	4,960	
2 / 1 kořen	110,230	24,389	109,000	-0,011	-1,264	4,520	0,564
2 / 1 kost	79,778	20,170	75,000	0,854	0,135	3,955	
1 / 1 kořen	120,330	36,610	118,000	0,284	-0,773	3,287	0,115
1 / 1 kost	87,981	27,737	80,000	1,017	0,672	3,172	
3 / 2 kořen	141,221	30,717	150,000	-0,521	-0,996	4,597	1,143
3 / 2 kost	112,331	32,519	116,000	-0,073	-1,147	3,454	
5 / 2 kořen	138,739	36,376	145,000	-0,469	-0,555	3,814	0,400
5 / 2 kost	86,578	25,362	84,000	0,407	-0,832	3,414	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	171,901	16,131	176,000	-0,875	0,222	10,657	0,051
1 / 4 kořen	172,904	15,431	172,000	0,298	-0,575	11,205	0,600
21 / 4 kost	161,244	15,204	161,000	0,054	-0,286	10,605	
1 / 3 kořen	189,325	11,586	191,000	-0,901	1,275	16,341	5,281
1 / 3 kost	161,142	14,570	160,000	0,044	-0,024	11,060	
2 / 3 kořen	157,632	13,706	159,000	-0,330	-0,248	11,501	4,729
2 / 3 kost	138,293	20,421	138,000	-0,418	-0,094	6,772	
3 / 1 kořen	83,962	34,163	91,000	-0,218	-1,348	2,458	0,847
3 / 1 kost	81,641	50,685	69,000	1,165	0,596	1,611	
2 / 1 kořen	169,977	35,705	173,000	-0,279	-0,858	4,761	2,385
1 / 1 kořen	127,756	49,586	136,000	-0,169	-1,271	2,576	0,201
12 / 1 kost	136,022	57,269	127,000	0,141	-1,127	2,375	
1 / 2 kořen	168,992	34,276	170,000	-0,247	-0,739	4,930	2,030
1 / 2 kost	137,393	47,375	142,000	-0,103	-1,039	2,900	
2 / 2 kořen	114,517	17,231	116,000	-0,432	-0,283	6,646	3,940
2 / 2 kost	123,363	45,593	118,000	0,282	-0,860	2,706	
3 / 2 kořen	139,857	37,318	144,000	-0,284	-1,204	3,748	1,259

3 / 2 kost	132,187	53,123	142,000	-0,160	-0,980	2,488	
------------	---------	--------	---------	--------	--------	-------	--

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šíkmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
5 / 3 impl.	213,054	33,069	224,000	-2,706	6,805	6,443	3,304
5 / 3 kost	91,951	29,299	85,000	1,203	0,969	3,138	
6 / 1 impl.	189,303	44,221	208,000	-1,359	0,613	4,281	1,611
6 / 1 kost	96,476	36,130	102,000	-0,169	-1,019	2,670	
7 / 4 kořen	169,306	24,737	176,000	-1,664	3,049	6,844	0,880
7 / 4 kost	151,573	25,413	156,000	-0,900	0,648	5,964	
5 / 4 kořen	147,066	23,955	148,000	-0,266	-0,078	6,139	0,517
5 / 4 kost	99,929	15,012	99,000	0,538	0,648	6,657	
4 / 4 kořen	162,665	23,831	162,000	-0,059	-0,606	6,826	0,146
4 / 4 kost	127,791	18,331	127,000	0,429	0,091	6,971	
3 / 4 kořen	184,278	12,099	185,000	-0,387	0,323	15,231	9,496
3 / 4 kost	140,037	24,419	139,000	0,128	-0,541	5,735	
3 / 3 kořen	158,501	25,844	164,000	-0,559	-0,261	6,133	1,947
3 / 3 kost	111,048	26,527	110,000	0,174	-0,528	4,186	
3 / 1 kořen	111,374	43,368	112,000	0,175	-0,080	2,568	0,073
3 / 1 kost	127,522	51,100	119,000	0,263	-0,517	2,496	
2 / 1 kořen	145,431	26,628	152,000	-0,627	-0,675	5,462	2,852
2 / 1 kost	94,958	36,384	84,000	0,962	0,283	2,610	
1 / 1 kořen	116,277	39,815	126,000	-0,338	-1,003	2,920	0,564
1 / 1 kost	59,216	25,133	53,000	0,796	-0,171	2,356	
1 / 2 kořen	146,838	34,831	151,000	-0,212	-1,067	4,216	1,191
1 / 2 kost	80,534	26,625	78,000	0,556	0,176	3,025	
2 / 2 kořen	121,396	36,898	114,000	0,168	-1,133	3,290	1,006
2 / 2 kost	72,932	31,926	65,000	1,101	0,668	2,284	
3 / 2 kořen	84,073	28,296	89,000	-0,310	-0,949	2,971	1,245
3 / 2 kost	76,739	44,463	62,000	1,013	0,188	1,726	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šíkmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 1 impl.	204,495	22,111	209,000	-1,141	1,051	9,249	5,721
2 / 1 kost	110,569	31,346	109,000	0,298	-0,890	3,527	
4 / 1 impl.	145,133	47,098	162,000	-1,006	-0,057	3,082	0,676
4 / 1 kost	45,594	12,133	45,000	3,086	22,544	3,758	
6 / 1 impl.	185,730	37,696	202,000	-1,624	1,139	4,927	2,509
6 / 1 kost	87,859	36,336	76,000	0,322	-1,006	2,418	
2 / 4 kořen	156,255	29,103	155,000	0,044	-0,901	5,369	4,836

1 / 4 kořen	149,875	26,940	149,000	0,081	-1,230	5,563	4,641
1 / 3 kořen	165,824	27,666	163,000	0,209	-1,089	5,994	4,211
2 / 3 kořen	156,271	24,550	157,000	-0,613	0,030	6,365	3,839
kost	174,194	17,070	176,000	-0,372	0,079	10,205	
2 / 1 kořen	100,660	21,022	99,000	0,355	-0,167	4,788	1,565
2 / 1 kost	116,827	36,248	122,000	-0,184	-0,978	3,223	
1 / 1 kořen	151,867	17,175	152,000	-0,345	0,575	8,842	6,161
1 / 1 kost	108,617	40,512	114,000	-0,074	-1,372	2,681	
1 / 2 kořen	110,502	22,533	110,000	-0,324	0,128	4,904	2,224
1 / 2 kost	83,690	31,225	81,000	0,543	-0,415	2,680	
2 / 2 kořen	67,792	12,062	67,000	1,181	2,838	5,620	2,898
2 / 2 kost	58,669	21,553	55,000	3,532	22,771	2,722	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	197,897	10,159	200,000	-1,128	1,233	19,480	10,052
2 / 4 kost	163,274	17,318	160,000	0,512	-0,406	9,428	
1 / 4 kořen	178,544	12,544	181,000	-0,284	-0,765	14,233	3,744
1 / 4 kost	166,598	15,882	165,000	-0,008	0,231	10,490	
1 / 3 kořen	181,244	11,037	183,000	-0,786	0,942	16,421	0,017
1 / 3 kost	168,394	10,244	167,000	0,788	0,365	16,438	
2 / 3 kořen	180,763	9,001	183,000	-0,501	-0,725	20,083	3,392
2 / 3 kost	170,364	10,207	169,000	0,462	-0,009	16,691	
3 / 1 kořen	140,257	29,766	153,000	-0,901	-0,564	4,712	2,022
3 / 1 kost	98,259	36,530	100,000	0,736	1,572	2,690	
1 / 1 kořen	170,619	27,618	178,000	-1,643	2,581	6,178	2,112
1 / 1 kost	124,820	30,700	131,000	-0,471	-0,550	4,066	
2 / 2 kořen	176,564	16,166	181,000	-2,100	4,361	10,922	7,009
2 / 2 kost	128,096	32,739	127,000	0,119	-0,726	3,913	
6 / 2 kořen	155,198	31,913	163,000	-0,796	-0,218	4,863	2,097
6 / 2 kost	91,391	33,043	94,000	0,041	-0,594	2,766	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	166,783	26,555	175,000	-1,540	2,080	6,281	0,420
1 / 4 kořen	181,705	16,136	183,000	-0,462	-0,367	11,261	5,400
1 / 3 kořen	170,056	20,775	171,000	-0,230	-0,605	8,186	2,325
2 / 3 kořen	191,031	19,073	194,000	-0,546	-0,586	10,016	4,155
kost	138,024	23,552	140,000	-0,189	-0,583	5,860	
3 / 1 kořen	180,270	25,089	186,000	-1,733	3,730	7,185	4,759

3 / 1 kost	107,688	44,387	105,000	0,181	-1,055	2,426	
2 / 1 kořen	176,113	31,585	182,000	-0,729	-0,112	5,576	3,138
2 / 1 kost	114,483	46,958	113,000	-0,076	-1,028	2,438	
1 / 1 kořen	140,435	27,577	144,000	-1,413	2,466	5,092	2,947
1 / 1 kost	97,136	45,270	100,000	0,038	-1,108	2,146	
1 / 2 kořen	178,579	25,384	180,000	-0,654	0,576	7,035	3,370
1 / 2 kost	149,482	40,784	150,000	-0,045	-0,808	3,665	

**Příloha E Tabulky parametrů prvního řádu texturní analýzy,
SNR a CNR pro zbylé pacienty pro snímky z CBCT**

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šíkmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	169,717	7,669	169,000	0,310	0,496	22,130	2,198
1 / 4 kořen	165,875	8,740	167,000	-0,824	0,540	18,979	0,953
0 / 4 kost	158,581	7,956	159,000	-0,188	0,966	19,932	
1 / 3 kořen	170,678	6,271	171,000	-0,417	0,640	27,217	10,975
1 / 3 kost	152,937	9,416	154,000	-0,710	0,282	16,242	
2 / 3 kořen	167,012	8,480	168,000	-0,894	0,692	19,695	5,365
2 / 3 kost	153,520	10,713	154,000	-0,411	-0,349	14,330	
3 / 1 kořen	150,621	6,991	151,000	-1,057	3,479	21,545	11,652
3 / 1 kost	134,228	13,568	136,000	-0,167	-0,858	9,893	
2 / 1 kořen	171,421	45,379	157,000	0,785	-0,751	3,778	9,089
2 / 1 kost	123,853	9,626	123,000	0,840	5,035	12,867	
1 / 2 kořen	184,702	43,699	173,000	0,514	-1,059	4,227	6,624
1 / 2 kost	128,478	11,841	128,000	0,592	0,588	10,850	
2 / 2 kořen	167,330	43,574	152,000	0,981	-0,243	3,840	5,581
2 / 2 kost	127,607	13,545	127,000	2,321	12,063	9,421	
3 / 2 kořen	150,726	7,466	152,000	-1,434	2,242	20,188	9,910
3 / 2 kost	139,871	13,609	139,000	0,334	-0,206	10,278	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šíkmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	174,259	7,763	175,000	-0,377	-0,654	22,447	8,448
2 / 4 kost	162,383	11,599	166,000	-1,029	0,240	14,000	
1 / 4 kořen	171,093	9,914	173,000	-1,214	2,085	17,258	4,471
1 / 4 kost	153,427	11,999	152,000	0,065	-0,594	12,787	
1 / 3 kořen	169,493	8,945	168,000	0,048	-0,064	18,948	4,534
2 / 3 kořen	168,764	9,912	169,000	-0,822	1,314	17,026	2,612
0 / 3 kost	159,159	11,042	162,000	-0,972	1,321	14,414	
2 / 1 kořen	155,104	8,670	155,000	-0,683	1,337	17,890	6,816
2 / 1 kost	138,662	12,522	139,000	-0,286	-0,173	11,073	
1 / 1 kořen	160,119	8,667	162,000	-1,765	4,569	18,475	6,808
1 / 1 kost	130,791	11,211	131,000	-0,168	-0,764	11,666	
1 / 2 kořen	160,033	10,564	163,000	-1,808	3,856	15,149	1,805
1 / 2 kost	128,155	9,604	128,000	0,219	-0,269	13,344	
2 / 2 kořen	153,452	10,833	155,000	-1,058	0,992	14,165	1,895

2 / 2 kost	136,791	11,148	137,000	0,173	0,286	12,270	
------------	---------	--------	---------	-------	-------	--------	--

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šíkmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 3 kořen	176,421	5,922	175,000	-1,235	3,858	29,791	17,065
2 / 3 kost	153,980	12,100	171,000	-0,684	0,433	12,726	
1 / 3 kořen	169,809	8,745	172,000	-1,421	2,028	19,418	6,054
1 / 3 kost	148,584	11,118	176,000	-0,139	0,270	13,364	
1 / 4 kořen	169,868	6,939	151,000	-2,044	6,979	24,480	13,166
1 / 4 kost	146,295	12,930	145,000	-0,318	-0,385	11,314	
2 / 4 kořen	174,188	11,591	149,000	-0,741	4,492	15,028	5,273
2 / 4 kost	149,340	15,309	155,000	-0,475	-0,415	9,755	
2 / 1 kořen	144,634	12,255	149,000	-1,268	1,242	11,802	2,563
2 / 1 kost	126,918	13,737	127,000	-0,341	0,395	9,239	
1 / 1 kořen	157,893	6,786	158,000	-0,712	1,414	23,267	12,570
1 / 1 kost	131,360	12,279	133,000	-0,431	0,279	10,698	
3 / 2 kořen	158,207	8,986	161,000	-1,104	0,883	17,606	1,156
3 / 2 kost	136,340	8,288	137,000	-0,309	4,090	16,450	
5 / 2 kořen	149,490	13,216	153,000	-1,172	1,272	11,311	2,004
5 / 2 kost	123,554	13,275	123,000	-0,010	-0,737	9,307	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šíkmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	166,306	9,655	168,000	-1,379	2,887	17,225	3,211
1 / 4 kořen	171,216	6,044	171,000	-0,339	1,402	28,328	14,314
21 / 4 kost	158,484	11,309	160,000	-1,041	0,741	14,014	
1 / 3 kořen	173,852	12,687	177,000	-1,608	3,402	13,703	1,527
1 / 3 kost	156,733	12,872	157,000	-0,289	-0,224	12,176	
2 / 3 kořen	176,155	17,171	176,000	2,484	10,202	10,259	0,194
2 / 3 kost	152,024	14,544	156,000	-0,808	-0,020	10,453	
3 / 1 kořen	152,302	8,561	153,000	-0,518	1,177	17,790	7,811
3 / 1 kost	142,776	14,307	145,000	-0,081	-0,386	9,979	
2 / 1 kořen	156,456	8,308	158,000	-0,861	0,504	18,832	8,624
1 / 1 kořen	163,907	12,580	165,000	-0,699	0,303	13,029	2,821
12 / 1 kost	140,383	13,752	141,000	0,017	0,257	10,208	
1 / 2 kořen	168,206	11,689	170,000	-0,980	1,222	14,390	2,632
1 / 2 kost	139,770	11,887	141,000	-0,303	0,600	11,758	
2 / 2 kořen	161,623	14,186	164,000	-0,692	0,218	11,393	1,297
2 / 2 kost	142,472	14,111	145,000	-0,632	0,216	10,097	
3 / 2 kořen	158,462	9,925	160,000	-0,711	0,295	15,966	4,130

3 / 2 kost	141,476	11,953	141,000	0,254	0,756	11,836	
------------	---------	--------	---------	-------	-------	--------	--

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
5 / 3 impl.	251,316	15,015	255,000	-4,784	23,792	16,738	6,575
5 / 3 kost	149,804	14,741	153,000	-0,289	2,582	10,162	
6 / 1 impl.	242,927	32,657	255,000	-2,643	5,587	7,439	1,114
6 / 1 kost	110,364	17,450	109,000	3,113	18,527	6,325	
7 / 4 kořen	122,955	12,682	123,000	-1,467	4,524	9,695	3,216
7 / 4 kost	117,700	18,166	118,000	-0,210	-1,007	6,479	
5 / 4 kořen	170,966	31,255	161,000	1,443	1,292	5,470	5,845
5 / 4 kost	138,433	12,234	142,000	-0,816	0,014	11,315	
4 / 4 kořen	185,172	37,962	172,000	0,731	-0,667	4,878	6,022
4 / 4 kost	146,488	13,440	149,000	-0,577	0,352	10,899	
3 / 4 kořen	191,646	35,649	181,000	0,652	-0,711	5,376	7,443
3 / 4 kost	156,853	12,236	155,000	1,001	2,707	12,819	
3 / 3 kořen	185,090	31,548	178,000	0,824	-0,039	5,867	3,718
3 / 3 kost	151,559	15,813	156,000	-0,700	-0,125	9,584	
3 / 1 kořen	136,630	13,748	142,000	-0,428	-1,228	9,938	0,305
3 / 1 kost	116,057	12,048	115,000	0,595	0,078	9,633	
2 / 1 kořen	120,785	13,301	122,000	-0,605	-0,444	9,081	4,519
2 / 1 kost	105,654	7,769	106,000	-0,547	0,894	13,599	
1 / 1 kořen	120,712	19,532	124,000	-0,453	-1,200	6,180	3,511
1 / 1 kost	95,161	9,819	94,000	0,804	1,117	9,692	
1 / 2 kořen	132,019	10,242	135,000	-1,001	0,249	12,890	4,158
1 / 2 kost	103,389	11,840	104,000	0,060	-0,097	8,732	
2 / 2 kořen	119,306	17,635	124,000	-0,627	-0,881	6,765	3,113
2 / 2 kost	99,527	10,075	101,000	-0,348	-0,741	9,879	
3 / 2 kořen	125,010	12,297	129,000	-0,892	-0,180	10,166	0,349
3 / 2 kost	107,637	10,964	107,000	0,347	0,368	9,817	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 1 impl.	249,365	12,631	252,000	-5,665	33,734	19,742	10,535
2 / 1 kost	135,914	14,762	136,000	0,701	4,806	9,207	
4 / 1 impl.	245,323	23,197	252,000	-3,729	13,387	10,576	0,073
4 / 1 kost	140,583	13,385	139,000	0,932	1,479	10,503	
6 / 1 impl.	244,780	23,369	252,000	-3,517	11,939	10,475	2,511
6 / 1 kost	117,848	14,799	115,000	0,568	-0,138	7,963	
2 / 4 kořen	155,607	10,651	157,000	-1,582	4,671	14,610	3,238

1 / 4 kořen	157,240	13,886	161,000	-1,676	3,827	11,324	0,048
1 / 3 kořen	160,340	10,476	162,000	-2,128	7,842	15,305	3,934
2 / 3 kořen	157,584	7,809	159,000	-1,837	9,403	20,180	8,808
kost	153,092	13,463	155,000	-1,058	1,574	11,371	
2 / 1 kořen	168,733	14,305	168,000	0,279	-0,165	11,795	2,140
2 / 1 kost	131,783	13,649	130,000	0,699	0,539	9,655	
1 / 1 kořen	153,360	10,533	153,000	0,123	-0,293	14,560	1,747
1 / 1 kost	138,222	10,788	140,000	-0,678	0,174	12,813	
1 / 2 kořen	146,442	11,571	145,000	0,354	-0,435	12,656	1,446
1 / 2 kost	130,089	9,225	130,000	0,159	-0,161	14,102	
2 / 2 kořen	151,574	12,801	151,000	-0,242	1,090	11,841	0,588
2 / 2 kost	130,725	11,617	131,000	0,569	1,916	11,253	

	MEAN	Směr. Odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	159,298	5,245	160,000	-1,756	4,192	30,371	17,133
2 / 4 kost	147,042	11,107	149,000	-0,740	-0,267	13,239	
1 / 4 kořen	160,308	9,019	164,000	-1,115	0,884	17,774	4,366
1 / 4 kost	148,852	11,101	153,000	-0,978	0,023	13,409	
1 / 3 kořen	168,925	3,940	170,000	-0,449	-0,106	42,874	27,002
1 / 3 kost	153,899	9,696	158,000	-1,327	1,347	15,872	
2 / 3 kořen	162,071	9,997	165,000	-1,549	1,867	16,212	0,248
2 / 3 kost	156,104	9,484	158,000	-0,665	-0,066	16,460	
3 / 1 kořen	152,698	8,384	153,000	-0,263	1,253	18,213	7,310
3 / 1 kost	142,349	13,056	142,000	1,291	5,754	10,903	
1 / 1 kořen	146,936	14,251	151,000	-0,686	-0,720	10,311	8,075
1 / 1 kost	130,535	7,100	129,000	0,591	0,524	18,385	
2 / 2 kořen	153,044	5,802	154,000	-1,031	1,255	26,378	12,284
2 / 2 kost	141,616	10,048	144,000	-0,329	-1,128	14,094	
6 / 2 kořen	140,042	9,219	139,000	-0,204	0,068	15,191	5,379
6 / 2 kost	136,648	13,927	138,000	-0,197	-0,899	9,812	

	MEAN	Směr. odch. [%]	Medián	koef. šikmosti	koef. špičatosti	SNR	CNR
2 / 4 kořen	172,047	6,760	172,000	-0,085	-0,302	25,451	7,942
1 / 4 kořen	175,028	4,724	176,000	-0,410	2,601	37,051	19,542
1 / 3 kořen	174,272	6,118	174,000	-0,435	-0,264	28,485	10,976
2 / 3 kořen	174,005	4,677	174,000	-0,032	-0,699	37,204	19,696
kost	165,072	9,428	165,000	-0,334	0,192	17,509	
3 / 1 kořen	163,067	8,434	165,000	-0,996	2,228	19,334	8,169

3 / 1 kost	145,232	13,007	145,000	-0,130	-0,527	11,166	
2 / 1 kořen	161,084	11,564	164,000	-1,397	2,526	13,930	0,086
2 / 1 kost	140,101	10,120	142,000	-0,367	0,041	13,844	
1 / 1 kořen	174,270	8,670	176,000	-0,559	0,138	20,100	6,400
1 / 1 kost	142,708	10,416	143,000	0,101	-0,314	13,701	
1 / 2 kořen	166,045	10,576	168,000	-1,021	1,135	15,700	3,641
1 / 2 kost	143,783	11,923	144,000	-0,121	-0,150	12,059	

Příloha F Tabulky průměrů hodnot SNR a CNR ostatních pacientů pro jednotlivé oblasti pro oba typy přístrojů

	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	22,005	4,873	9,832	3,952
0 / 3 4 kost	16,835		6,050	
0 / 1 2 kořen	10,716	8,571	7,963	3,640
0 / 1 2 kost	10,662		4,322	

	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	18,920	5,016	12,664	4,011
0 / 3 4 kost	13,733		8,717	
0 / 1 2 kořen	16,420	4,331	3,977	1,331
0 / 1 2 kost	12,089		2,646	

	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	22,179	10,389	6,550	2,055
0 / 3 4 kost	11,790		4,495	
0 / 1 2 kořen	15,997	4,573	4,054	0,556
0 / 1 2 kost	11,424		3,499	

	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	17,379	4,811	12,426	2,665
0 / 3 4 kost	12,214		9,479	
0 / 1 2 kořen	15,233	4,552	4,186	1,777
0 / 1 2 kost	10,776		2,416	

	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	6,257	5,249	8,235	2,597
0 / 3 4 kost	10,219		5,903	
0 / 1 2 kořen	9,170	2,659	3,571	1,155
0 / 1 2 kost	10,225		2,416	
impl.	12,088	3,845	5,362	2,457

impl. Kost	8,243		2,904	
------------	-------	--	-------	--

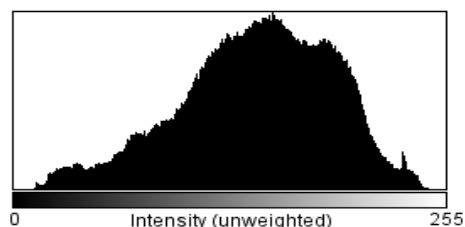
	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	15,355	4,007	5,823	4,382
0 / 3 4 kost	11,371		10,205	
0 / 1 2 kořen	10,170	1,48	6,039	3,212
0 / 1 2 kost	11,956		2,827	
impl.	13,597	4,373	5,752	2,969
impl. Kost	9,224		3,234	

	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	26,808	12,187	17,554	4,301
0 / 3 4 kost	14,745		13,262	
0 / 1 2 kořen	17,523	8,262	6,669	3,31
0 / 1 2 kost	13,298		3,359	

	CBCT		OPG	
	SNR	CNR	SNR	CNR
0 / 3 4 kořen	32,048	14,539	8,936	3,075
0 / 3 4 kost	17,509		5,860	
0 / 1 2 kořen	17,266	4,574	6,222	3,553
0 / 1 2 kost	12,692		2,669	

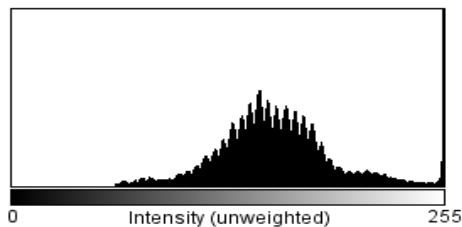
Příloha G Histogramy ostatních pacientů pro oba typy přístrojů

300x240 pixels; RGB; 281K



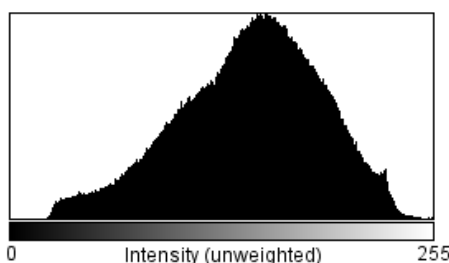
Count: 643682 Min: 11
Mean: 142.920 Max: 248
StdDev: 45.526 Mode: 153 (5770)

300x240 pixels; RGB; 281K



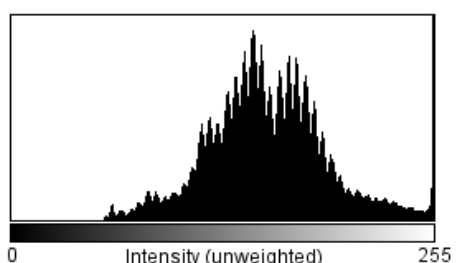
Count: 1031600 Min: 48
Mean: 157.631 Max: 255
StdDev: 37.715 Mode: 255 (31065)

300x240 pixels; RGB; 281K



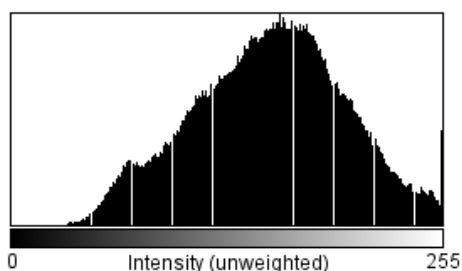
Count: 619507 Min: 7
Mean: 144.104 Max: 255
StdDev: 43.778 Mode: 155 (5916)

300x240 pixels; RGB; 281K



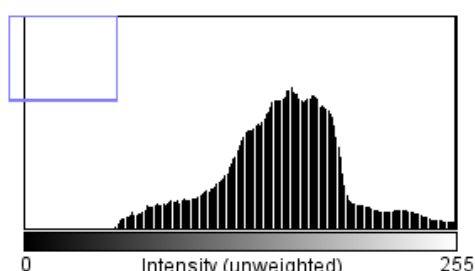
Count: 1159501 Min: 39
Mean: 155.621 Max: 255
StdDev: 37.488 Mode: 255 (19160)

00x240 pixels; RGB; 281K



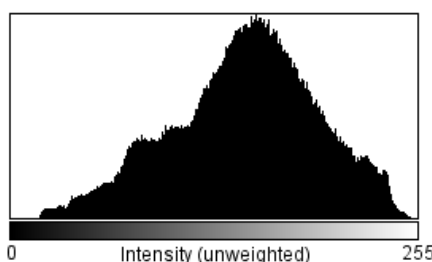
Count: 413210 Min: 32
Mean: 152.479 Max: 255
StdDev: 45.040 Mode: 159 (3927)

300x240 pixels; RGB; 281K



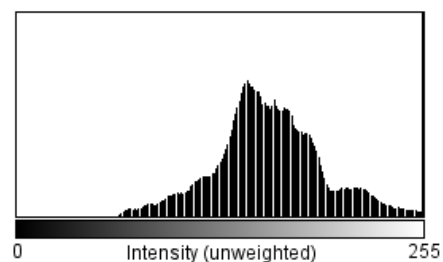
Count: 1071018 Min: 30
Mean: 157.186 Max: 255
StdDev: 42.569 Mode: 255 (57804)

300x240 pixels; RGB; 281K



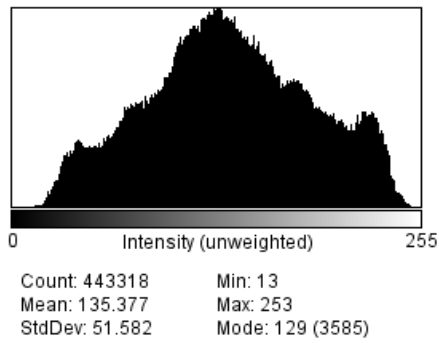
Count: 348721 Min: 17
Mean: 146.474 Max: 254
StdDev: 45.965 Mode: 154 (3404)

300x240 pixels; RGB; 281K

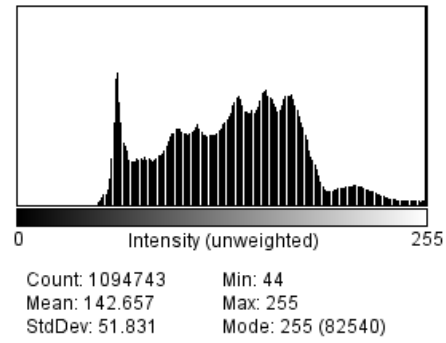


Count: 875979 Min: 56
Mean: 164.076 Max: 255
StdDev: 40.673 Mode: 255 (57707)

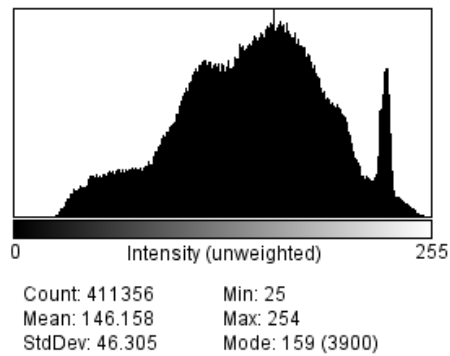
300x240 pixels; RGB; 281K



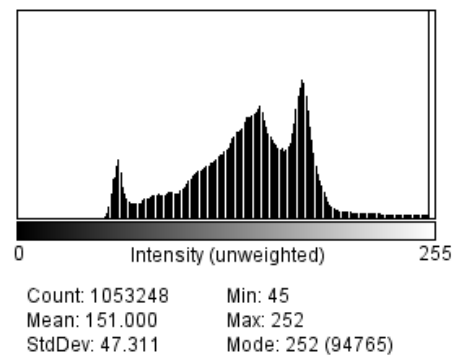
300x240 pixels; RGB; 281K



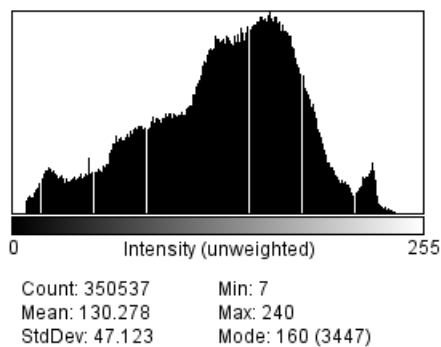
300x240 pixels; RGB; 281K



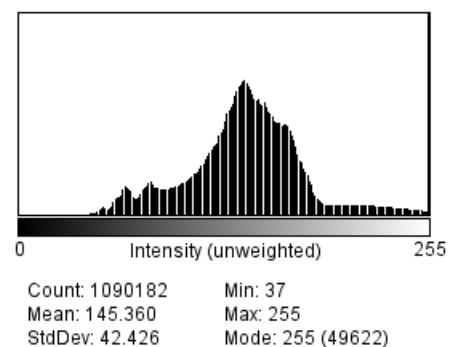
300x240 pixels; RGB; 281K



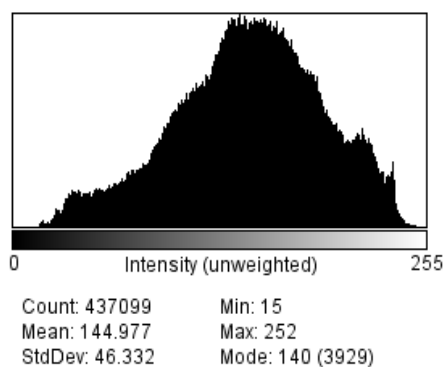
300x240 pixels; RGB; 281K



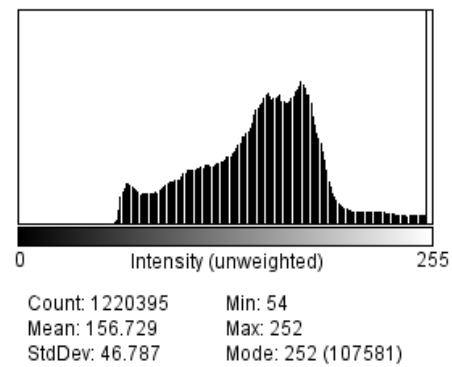
300x240 pixels; RGB; 281K



300x240 pixels; RGB; 281K



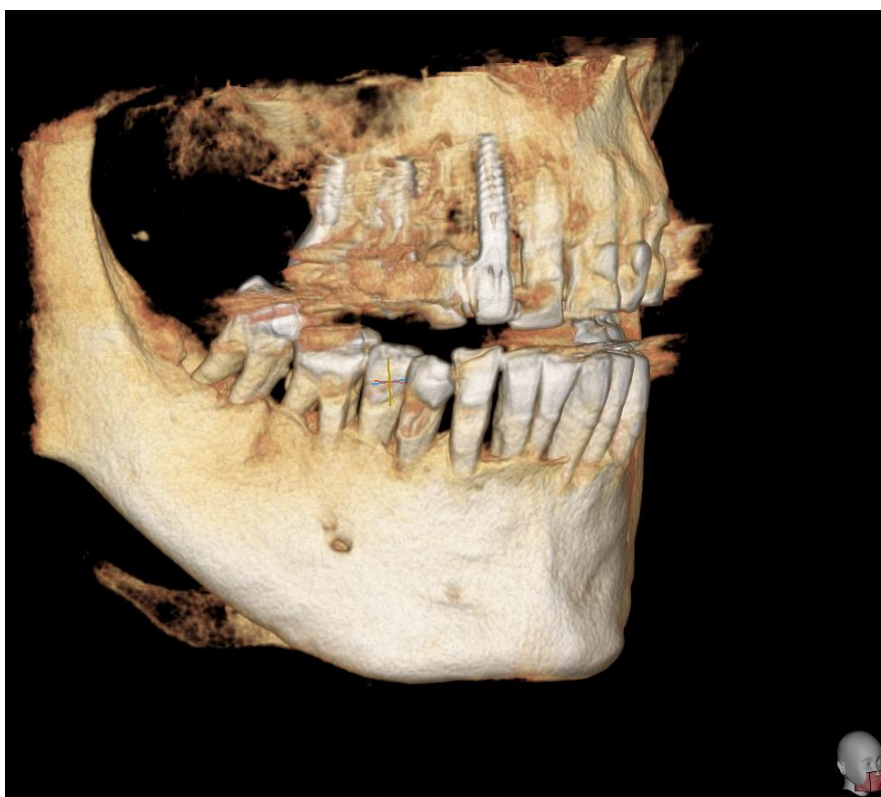
300x240 pixels; RGB; 281K



Příloha H Další zobrazení čelisti pacienta



Obr. 6 Čelist pacienta na CBCT snímku



Obr. 7 Čelist pacienta na CBCT snímku