



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Zhodnocení využití ionizujícího záření v ordinacích zubních lékařů

Evaluation of ionizing radiation application in dentists' surgeries

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Systémová integrace procesů ve zdravotnictví

Vedoucí práce: Ing. Vojtěch Kamenský

Bc. Veronika Valinová

Kladno 2020



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Valinová** Jméno: **Veronika** Osobní číslo: **487711**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Systémová integrace procesů ve zdravotnictví**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Zhodnocení využití ionizujícího záření v ordinacích zubních lékařů

Název diplomové práce anglicky:

Evaluation of ionizing radiation application in dentists' surgeries

Pokyny pro vypracování:

Cílem diplomové práce je zhodnocení využití CBCT přístrojů při vyšetření u vybraných diagnóz ve stomatologii. Proveďte analýzu současného stavu využití přístrojů využívajících ionizující záření ve stomatologické péči. Dále analyzujte data o použití a radiační zátěži u pacientů podstupujících CBCT vyšetření a zjištěné informace využijte pro zhodnocení využívání CBCT techniky. Analyzujte technická a nákladová data a pomocí multikriteriálního rozhodování a metod HTA vyberte vhodnou technologii pro vybraná odvětví stomatologické péče. Výstupem práce bude doporučení vhodných CBCT přístrojů pro daná odvětví stomatologie.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Clifford S. Goodman, Introduction to Health Technology Assessment, HTA 101, ed. 1.st, National Institute for Health, [Falls Church, Virginia, USA], 2004, [Revidováno 2011]
- [2] Hulstaert F, et. al., Pre-market clinical evaluations of innovative high-risk medical devices in Europe, International Journal of Technology Assessment in Health Care, ročník 28, číslo 3, 2012

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Vojtěch Kamenský

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **09.04.2020**

Platnost zadání diplomové práce: **19.09.2021**

Peter Kneppo

Digitálně podepsal Peter
Kneppo
Datum: 2020.04.09 12:46:33
+02'00'

prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc., dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr.
Ivan Dylevský,
DrSc.

Digitálně podepsal prof.
MUDr. Ivan Dylevský,
DrSc.
Datum: 2020.04.15
13:26:26 +02'00'

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis lékaře(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Zhodnocení využití ionizující záření v ordinacích zubních lékařů“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 13. 8. 2020

.....

Bc. Veronika Valinová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych především poděkovala panu Ing. Vojtěchovi Kamenskému za jeho trpělivost, ochotu a cenné rady při zpracování této diplomové práce. Dále mé poděkování patří soukromé zubní klinice v Brně, která mi poskytla potřebná data pro praktickou část práce, a také všem zubním lékařům a odborníkům za konzultace.

ABSTRAKT

Zhodnocení využití ionizujícího záření v ordinacích zubních lékařů

Cílem diplomové práce bylo pomocí multikriteriálního rozhodování a metod HTA vybrat CBCT přístroj pro vybraná odvětví ve stomatologii. Bylo porovnáno celkem 7 přístrojů. Metodou TOPSIS byl vybrán nejvhodnější přístroj pro endodontii – NewTom Go 3D, implantologii – NewTom Go 3D a stomatochirurgii NewTom Giano HR. Dále byla zhotovena analýza nákladové efektivity jejímž výsledkem je ICER. V teoretické části byli popsány techniky rentgenového snímání ve stomatologii. Součástí praktické části byl průzkum na soukromé zubní klinice v Brně. Bylo zjištěno, že zde bylo za poslední dva roky provedeno 2808 OPG vyšetření a 185 CBCT vyšetření. U CBCT snímků pak byla zjišťována indikace vyšetření a DAP.

Klíčová slova

CBCT, dentální rentgen, HTA, multikriteriální rozhodování, stomatologie

ABSTRACT

Evaluation of ionizing radiation application in dentists' surgeries

The aim of this diploma thesis was to choose the right CBCT devices for the chosen branches of stomatology using multiple-criteria decision analysis and HTA methods. 7 devices were compared. Applying the TOPSIS method, suitable devices were chosen – NewTom Go 3D for endodontics, implantology and NewTom Giano HR for dental surgery. A cost effectiveness analysis was also made for an ICER output. The theoretical part deals with a description of X-ray imaging techniques used in stomatology. The practical part contains research at a private dental clinic in Brno. In the last two years a total number of 2808 OPG images and a 185 CBCT images were made. Indications of examinations and DAP of the CBCT images were examined.

Keywords

CBCT, dental X-ray, HTA, multiple-criteria decision analysis, stomatology

Obsah

Seznam zkratk	9
1 Úvod	10
2 Přehled současného stavu	11
2.1 Historie dentální radiologie	11
2.2 Radiační ochrana ve stomatologii	12
2.2.1 Vývoj radiační ochrany	12
2.2.2 Radiační ochrana v současnosti	13
2.2.3 Ochrana pacientů při rentgenovém vyšetření	15
2.3 Rentgenologické techniky a diagnostika ve stomatologii	16
2.3.1 Intraorální snímkování.....	16
2.3.2 Extraorální snímkování	18
2.3.3 Rentgenologický nález	24
2.4 Radiologická zátěž u pacientů a náklady spojené s ionizujícím zářením	27
3 Cíle práce	30
4 Metody	31
4.1 Sběr dat.....	31
4.2 Analýza nákladů	31
4.3 Multikriteriální rozhodování	31
4.4 Analýza nákladové efektivity (CEA – cost effectiveness analysis).....	34
5 Výsledky	36
5.1 Analýza dat o použití a radiační zátěži u pacientů podstupujících CBCT	36
5.2 Analýza technických a nákladových dat přístrojů CBCT	37
5.3 Kritéria pro multikriteriální rozhodování	39
5.3.1 Rozlišení – velikost voxelu	40
5.3.2 Radiační dávka	40
5.3.3 FOV (Field-Of-View).....	41
5.3.4 Fixace pacienta	41
5.3.5 Technologie detektoru	42
5.3.6 Bitová hloubka.....	43
5.3.7 Doba snímkování.....	43

5.3.8	Ohnisko.....	43
5.3.9	Napětí a proud anody.....	44
5.3.10	Nastavení expozičních hodnot.....	44
5.4	Varianty pro multikriteriální rozhodování	45
5.4.1	Vatech.....	45
5.4.2	Planmeca.....	46
5.4.3	Dentsply Sirona	47
5.4.4	NewTom	48
5.5	TOPSIS.....	49
5.6	Analýza nákladové efektivity (CEA) a výpočet ICER.....	50
5.7	Výběr vhodné technologie pro vybraná odvětví stomatologie.....	52
5.7.1	Endodoncie	53
5.7.2	Implantologie.....	53
5.7.3	Stomatochirurgie	54
6	Diskuse	55
7	Závěr	58
	Seznam použité literatury	59
	Seznam tabulek	64
	Seznam obrázků.....	65
	Příloha.....	66

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
2D	Dvojrozměrné zobrazení
3D	Trojrozměrné zobrazení
A-Se	Amorfní selen
A-Si	Amorfní křemík
ACC	Anatomical cranial collimator
AEC	Automatická kontrola expozice (<i>Automatic Exposure Control</i>)
AHP	Analytický hierarchický proces (<i>Analytic Hierarchy Process</i>)
ALARA	Tak nízké, jak je rozumně dosažitelné (<i>As Low As Reasonably Achievable</i>)
AP	Projekce předozadní (posterioro-anteriorní)
CBCT	Cone beam výpočetní tomografie (<i>Cone Beam Computed Tomography</i>)
CCD	Zařízení s vázanými náboji (<i>Charge Couples Device</i>)
CEA	Analýza nákladové efektivity (<i>Cost Effectiveness Analysis</i>)
CMOS	(<i>Complimentary Metal Oxide Semiconductor</i>)
CR	Nepřímá digitalizace (<i>Computed Radiography</i>)
CT	Výpočetní tomografie (<i>Computed Tomography</i>)
CTP	Cefalografická ochrana štítné žlázy (<i>Cephalographic Thyroid Protector</i>)
ČR	Česká republika
DAP	Součin dávky a plochy (<i>Dose Area Product</i>)
DR	Přímá digitalizace (<i>Direct Radiography</i>)
EU	Evropská unie
EUR	Euro, společná evropská měnová jednotka
FOV	(<i>Field of View</i>)
FPD	Plochý panel (<i>Flat Panel Detector</i>)
HD	Vysoké rozlišení (<i>High Definition</i>)
HTA	Hodnocení zdravotnických technologií (<i>Health Technology Assessment</i>)
ICER	(<i>Incremental Cost Effectiveness Ratio</i>)
ICPR	Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (<i>Radiological Protection of People</i>)
IČO	Identifikační číslo osoby
Kč	Koruna česká
LAT	Projekce boční
LD	Lamina dura
LD	Nízká dávka (<i>Low Dose</i>)
LSJ	Projekce na lumbosakrální přechod
ND	Normální dávka (<i>Normal Dose</i>)
OPG	Ortopantomograf
RTG	Rentgenové záření, rentgen
SD	Standardní dávka (<i>Standard Dose</i>)
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
TMK	Temporomandibulární kloub
TOPSIS	(<i>Technique for Order Preference by Similarity to Ideal Solution</i>)
WSA	Metoda váženého součtu (<i>Weight Sum Approach</i>)

1 Úvod

Rentgenové snímky jsou nedílnou součástí zobrazovacích metod v moderní medicíně, a není tomu ani jinak v ordinacích zubních lékařů a dentálních hygienistek. Rentgenová vyšetření se zhotovují na vstupních a preventivních prohlídkách, ale také před složitějšími stomatologickými výkony a pro kontrolu správnosti po ošetření. Stále se v ordinacích setkáváme s pacienty, kteří odmítají RTG vyšetření z důvodu obavy z ionizujícího záření. Avšak je potřeba pacientům vysvětlit, že mnohdy je rentgenové vyšetření nejdůležitějším nosičem informací o pacientově stavu, a nikdy se nezhotovují snímky, pokud nejsou potřeba. Diplomová práce zahrnuje kapitolu o ochraně při pořizování RTG snímků. Dále práce reaguje na nový atomový zákon, který vešel v platnost v roce 2017 používající zcela nový pojem „registrant“. S tímto pojmem souvisí řada změn v legislativě týkající se zdravotnických zařízení, která provádí rentgenová vyšetření. Teoretická část práce popisuje současné možné techniky rentgenování ve stomatologii a podrobně se zabývá RTG nálezy dvou nejběžnějších nemocí dutiny ústní, a to zubního kazu a parodontitidy. V rámci analýzy současného stavu ve světě byly do diplomové práce zahrnuty studie ohledně radiační zátěže a nákladů spojených s RTG vyšetřením.

Nejvyspělejším přístrojem využívajícím rentgenové záření ve stomatologii je CBCT přístroj, který lékaři umožňuje získat 3D snímek. Díky stále většímu kladení důrazu na preciznost, detailnost a komplexnost při ošetření zájem o tohle vyšetření ze strany lékařů roste. Právě proto je CBCT přístrojům věnována praktická část této diplomové práce. V rámci analýzy současného stavu v ČR je na základě dat získaných od Státního úřadu pro jadernou bezpečnost uveden přehled a rozmístění těchto přístrojů po České republice, díky těmto datům jsou dále vybrány od hlavních tuzemských výrobců konkrétní přístroje. Pomocí multikriteriálního hodnocení a metod HTA je vybrán nejvhodnější přístroj pro daná odvětví stomatologie.

2 Přehled současného stavu

V této kapitole je popsána celá problematika ionizačního záření ve stomatologii. Úvodem je představena historie dentální radiologie, dále vývoj radiační ochrany, současný stav ochrany v radiologii, přehled rentgenologických technik a diagnostik ve stomatologii. Celou kapitolu uzavírá problematika radiační zátěže a náklady s nimiž vyšetření souvisí.

2.1 Historie dentální radiologie

První rentgenový snímek zubů vytvořil německý fyzik Dr. Otto Walkhoff na začátku roku 1896. Bylo to pouhých 14 dní poté, kdy německý fyzik Wolhelm Conrad Röntgen publikoval svůj objev paprsků X. Expozice prvního intraorálního snímkování trvala 25 minut a na snímku jsou zachyceny zadní zuby Walkhoffa [1].

Za otce dentální radiologie je považován Dr. C. Edmund Kells, který jako první vlastnil v USA rentgenový přístroj, na kterém pořizoval rozpoznatelné a čitelné dentální skiagramy. Byl také prvním stomatologem, který v roce 1899 provedl kontrolní rentgenový snímek při ošetření kořenového kanálku. Až v roce 1913 společnost Eastman Kodak vyrobila první ručně zabalené intraorální dentální rentgenové filmy, do této doby se radiografie zobrazovala na malých skleněných plátech – talířích [2].

První pokusy o zachycení celé čelisti na jednom snímku probíhaly již na začátku 20. století, kdy několik publikací a patentů zahrnovalo techniky používající zdroj intraorálního záření. V roce 1946 Y. V. Paater zveřejnil článek o metodě úzkého paprsku a základních požadavcích na panoramatickou fotografii, aniž by znal dřívější poznatky o této metodě. Paater také odstranil film z pacientových úst, a tím pádem položil první základy extraorálního snímkování. Poté v roce 1960 začala výroba prvního panoramatického přístroje, který nesl název Panorex a postupně se výroba šířila ze Skandinávie do dalších koutů světa [3].

Pro medicínu je neméně důležitý objev výpočetní tomografie (computed tomography, CT). Základy teorie snímkování jednotlivých vrstev těla a následné rekonstrukce obrazu položil Allan M. Cormack. Následoval ho Godfrey N. Hounsfield, který v roce 1972 teorii uchytil a zkonstruoval první klinicky použitelný tomograf, za který společně s Cormackem získal Nobelovu cenu, stejně jako W. C. Röntgen [4].

Nejvyspělejší technologií využívající ionizující záření ve stomatologické diagnostice je v současnosti Cone beam computed tomography (CBCT). Jedná se o specifickou metodu, která vytváří 3D snímek. Tato technologie se objevila na evropském trhu v roce 1998 a o tři roky později na trhu americkém. Jednalo se o přístroj NewTom 9000 vyroben v Itálii [2].

2.2 Radiační ochrana ve stomatologii

2.2.1 Vývoj radiační ochrany

V návaznosti na historii a související s radiační ochranou je úzce spjato jméno zubního lékaře Williama H. Rollinse, který začal zkoumat vlastnosti rentgenového záření krátce poté, kdy objev rentgenového paprsku obletěl svět. V lednu 1898 oznámil své první možné výsledky o možných rizicích rentgenového záření. Při pokusech vystavil svou ruku paprskům X a utrpěl těžké popáleniny. O 5 let později vyvrátil svou teorii, že popáleniny by přímo souvisely s rentgenovým zářením, ale že se jednalo o zahřívání vlivem pohybu elektronů. Následně Rollins věnoval většinu času navrhování rentgenek a zdokonalování snímků a souvisejících přístrojů. Stále kladl velký důraz na bezpečnost a poukázal na to, že rozptýlené záření nemá žádnou hodnotu pro radiografii, proto navrhl využití kolimace membrány.

Rollins provedl nejspíše první experiment, kde popsal letální účinky rentgenových paprsků na zdravém savci. Experimenty prováděl na morčatech a na základě výsledků navrhnul tato preventivní opatření pro obsluhu rentgenových přístrojů:

- Používejte brýle nepropouštějící ionizující záření.
- Uzavřete rentgenku v olovnaté místnosti.
- Ozařte pouze potřebné části těla, ostatní zakryjte materiálem, který nepovoluje průchod rentgenových paprsků nebo jiného záření.

Při dalším experimentu březí morče vystavil rentgenovým paprskům. Plod byl zabit a Rollins vyjádřil obavy z expozice těhotných žen rentgenovým zářením. Po pitvě svých ozářených morčat vypustil do světa třetí podstatnou zprávu, že účinky rentgenových paprsků mohou být přínosné pro léčbu neoperovatelných rakovin některých tkání [5].

Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (Radiological Protection of People, ICRP) na základě předchozích poznatků vyplývajících z ozařování v roce 1934 přijala první limity 0,2 R/den (cca 2 mGy/den). V letech 1956–58 byly ICRP stanoveny dávkové limity pro celé tělo, gonády a kostní dřev na 5 rem/rok (cca 50 mSv/rok), pro ostatní orgány (15–75) rem/rok (150–750 mSv/rok). Na začátku 90. let bylo ICRP vydáno doporučení stanovující systém radiační ochrany, jenž v podstatě stále platí. Jedná se o:

- principy,
- zdůvodnění činnosti nebo zásahu,
- optimalizace ochrany nebo zásahu,
- dodržení limitů dávky,
- zajištění bezpečnosti zdrojů [6].

Jednotky [R] Rentgen a [rem] roentgen equivalent in man jsou zastaralé a byly nahrazeny dnes používanými veličinami [Gy] Gray a [Sv] Sievert. Platí, že $1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv}$ [7].

2.2.2 Radiační ochrana v současnosti

V České republice je ukotven základní legislativní rámec v atomovém zákonu – zákon č. 263/2016 Sb., na tento zákon navazuje řada dalších vyhlášek související s radiační ochranou, především vyhlášky Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB), který postupně doformoval a sladil předpisy s platnou legislativou EU. Nejvýznamnější je vyhláška č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje a vyhláška č. 409/2016 Sb., o činnostech zvláště důležitých z hlediska jaderné bezpečnosti a radiační ochrany, zvláštní odborné způsobilosti a přípravě osoby zajišťující radiační ochranu registranta. Dle atomového zákona je používání rentgenového zařízení (tj. jakékoli zubní rentgenové zařízení – intraorální, panoramatické, CBCT) možné pouze pokud SÚJB provede registraci této činnosti. Jelikož je zákon platný od 1. 1. 2017, tak existují aktuálně následující možnosti:

- Používán je zubní RTG, veterinární, kostní dozimetr a je vydáno povolení SÚJB k používání s platností na dobu neurčitou – vydané před 31. 12. 2016.
 - *Od 1. 1. 2017 se povolení automaticky stává registrací, která zaniká za 5 let. Do této doby se musí nově registrovat.*
- Používán zubní RTG, veterinární, kostní dozimetr a je vydáno povolení SÚJB k používání s platností na dobu určitou – vydané před 31. 12. 2016.
 - *Od 1. 1. 2017 se povolení automaticky stává registrací s platností do doby uvedené v rozhodnutí, max. však na 5 let. Do této doby se musí nově registrovat.*
- Má být používáno zubní RTG, veterinární RTG, kostní denzimetr a k 31. 12. 2016 nebylo vydáno povolení k používání.
 - *Musí se podat žádost SÚJB o registraci na registračním formuláři.*

Registrace se provádí pouze 1x (vázaná k IČU), a to na používání všech typů RTG zařízení. Pokud registrant instaluje jakékoliv další RTG (intraorální, panoramatické, CBCT), tuto skutečnost SÚJB pouze oznámí [8–11].

Povinnosti registranta jsou uvedené v příloze č. 20 zákona č. 422/2016 Sb.

Registrant má povinnost zaslat SÚJB kopii protokolu o:

- Přejímací zkoušce nově pořízeného zdroje ionizujícího záření před zahájením jeho používání.

- Zkoušce dlouhodobé stability zdroje ionizujícího záření, který byl po dlouhodobém nepoužívání opět uveden do provozu do 1 měsíce od jeho uvedení do provozu.
- Přejímací zkoušce přestěhovaného stacionárního zdroje ionizujícího záření před zahájením jeho opětovného používání.

Registrant je povinen do 1 měsíce oznámit SÚJB název typu a výrobní číslo zdroje ionizujícího záření:

- předaného k likvidaci a předat SÚJB potvrzení o likvidaci od osoby, která ji provedla,
- prodaného nebo jinak převedeného jiné osobě,
- který byl dlouhodobě vyřazen z provozu.

Požadavky při používání intraorálního RTG zařízení

Registrant musí při snímkování a běžném provozu:

- dodržovat pokyny výrobce a osoby, která provedla přejímací zkoušku při nastavování expozičních parametrů,
- pořizovat záznam každého výkonu, který umožňuje zpětné posouzení ozáření pacienta, a tento záznam uchovat 10 let.

Registrant musí zajišťovat optimalizaci radiační ochrany radiačních pracovníků a obyvatel tak, že:

- Vzdálenost fyzické osoby provádějící ozáření od snímkaného pacienta musí být větší než 2 m nebo při snímkování musí být tato fyzická osoba za přepážkou odpovídající tloušťce nejméně 15 cm plné cihly.
- Jiné fyzické osoby přítomné během snímkování v místnosti musí být od snímkaného pacienta vzdáleny nejméně 5 m nebo musí být za přepážkou odpovídající nejméně 15 cm plné cihly a zároveň nejméně 2 m od snímkaného pacienta.

Registrant smí používat přenosné intraorální rentgenové zařízení:

- Pouze pokud se jedná o doplňkový přístroj pro používání mimo stálou ordinaci.
- Nelze-li ze závažných důvodů jako primární přístroj používat jiný přístroj.

Požadavky při používání zubního panoramatického rentgenového zařízení a zubního výpočetního tomografu

Registrant musí při snímkování a běžném provozu:

- Dodržovat pokyny výrobce, expoziční tabulky nebo předvolby, anebo dodržovat pokyny osoby, která provedla zkoušku dlouhodobé stability nebo přijímací zkoušku.
- Ke každému výkonu pořizovat záznam, který umožňuje zpětné posouzení ozáření pacienta, a uchovávat jej po dobu 10 let.

Registrant musí zajišťovat optimalizaci radiační ochrany radiačních pracovníků a obyvatel tak, že:

- Při běžném snímkování dodržuje pokyny týkající se ochrany před neužitečným zářením uvedené v protokolu z přijímací zkoušky, a to včetně navržených stavebních úprav nebo používání ochranných pomůcek,
- Při snímkování vyloučí přítomnost jiné fyzické osoby než snímkaného pacienta v místnosti [11].

2.2.3 Ochrana pacientů při rentgenovém vyšetření

Ochrana pacientů je založena na třech základních principech a to:

- **Princip zdůvodnění** – každé vyšetření využívající ionizujícího záření musí být odůvodněno přínosem, který převažuje nad možnými riziky plynoucí z této činnosti. Indikující lékař musí vždy nutnost vyšetření posuzovat individuálně [11, 12].
- **Princip optimalizace** (princip ALARA – as low as reasonably achievable) – při provádění vyšetření je vždy nutné nastavit a dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby rizika plynoucí z ozáření byla tak nízká, jak lze rozumně dosáhnout s ohledem na hospodářská a společenská hlediska. Z tohoto důvodu byly zavedeny referenční úrovně pomocí hodnot vstupní povrchové kermy ve vzduchu, které by neměly být překročeny [11,12].
- **Princip nepřekročení limitů** – ozáření osob nesmí přesáhnout zákonem stanovené limity. Zákon se zabývá následujícími složkami: obecné limity pro obyvatele, limity pro radiačního pracovníka, limity pro žáka a studenta a odvozené limity. V případě lékařského ozáření je míra ozáření optimalizována, ale není však limitována [11,12].

V praxi docílíme co nejnižšího rizika několika způsoby:

1. Využití fyzikálních znalostí o rentgenovém záření – zvolení vhodného napětí na rentgence, přiměřená filtrace, volbou vzdálenosti mezi zdrojem a objektem.
2. Technické metody – co nejpřesnější nasměrování svazku záření na cílený orgán – pečlivé nastavení tubusu.
3. Použití ochranných pomůcek pro vyšetřované – ochranná zástěra, ochranný límec a zástěra spojená s límcem, pomůcky musí mít minimální vrstvu 0,25 mm ekvivalentu Pb ochranného materiálu. Na pracovišti musí být ochranné pomůcky alespoň ve dvou velikostech – pro děti a dospělé. Použití ochranného límce na štítnou žlázu dokáže vycpat u dospělých až 80 % záření, u dětí dokonce 90 %.
4. Odstranění strachu u pacienta – je důležité, aby byl vyšetřovaný při expozici v klidu. Pohyb má za následek nekvalitní snímek a v některých případech je nutno snímkování opakovat [13].

Obtížnější je ochrana při ortopantomografickém (OPG, princip OPG podrobněji vysvětlen v následujících částech kapitoly) vyšetření, kdy nelze použít zástěry nebo límce, které na krku vystupují výše než k sedmému krčnímu obratli, protože tyto pomůcky by zastínily oblast brady a dolních frontálních zubů. Z tohoto důvodu se používají speciální límce a zástěry přímo pro OPG snímkování, připouští se i snímkování bez ochranných pomůcek. Díky velmi dobré kolimaci svazku a horizontálního směru paprsků je zaručeno minimální ozáření nevyšetřované části těla [14].

V rámci radiační ochrany je vždy nutné brát zvláštní zřetel na děti a těhotné ženy (zvláště v prvním trimestru), z lidských orgánů věnujeme pozornost štítné žláze, tymu, oční čočce a gonádám [15].

2.3 Rentgenologické techniky a diagnostika ve stomatologii

Rentgenové vyšetření v ordinacích stomatologů a dentálních hygienistek dělíme na intraorální a extraorální. V běžných stomatologických praxích se zhotovují intraorální snímky zubů a ortopantomogramy (OPG). Při volbě snímkovací techniky by měla vždy platit základní myšlenka radiační ochrany, a to, že chceme získat maximální přínos informací při co nejnižší radiační zátěži pacienta [15,16].

2.3.1 Intraorální snímkování

Kvalitní intraorální snímek má zachycuje jednotlivé zuby, popřípadě skupinu dvou až tří zubů. Jednotlivé projekce nesou název podle dané oblasti, na kterou směřuje centrální paprsek rentgenky.

Apikální projekce – centrální paprsek směřuje do hrotu snímaného zubu. Snímek zobrazuje kořeny, kořenové kanálky a periodontální štěrbinu s přilehlou alveolární kostí,

zubní korunky zde nebývají v celém rozsahu. Sestavením 10–14 snímků všech úseků chrupu získáme tzv. zubní status.

- **Indikace:** stav parodontu, stav po endodontickém ošetření, stav protetické práce, zubní kaz.

Marginální projekce – centrální paprsek směřuje na marginální část parodontu – dásněň, kost a periodoncium v oblasti krčku zubu. Hrot kořene na snímku většinou chybí. Tato projekce není často používána a je spíše nahrazena projekcí bite-wing.

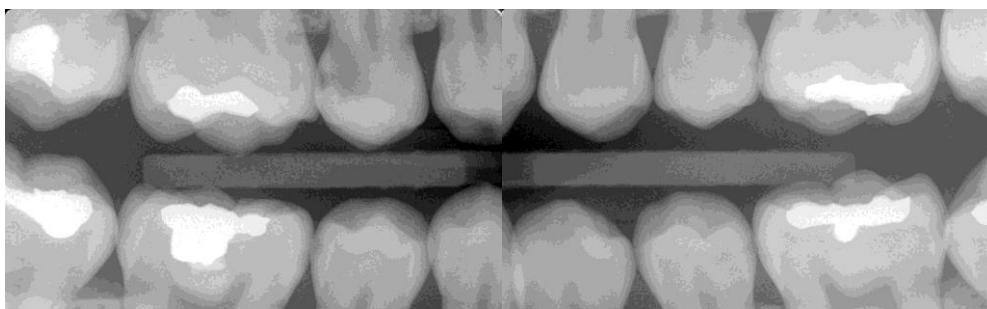
- **Indikace:** stav parodontu, převislé výplně, špatné okraje protetických prací a zubní kaz na proximálních plochách zubu.

Okluzní projekce (intraorální axiální) – dělíme dále na projekci horní a dolní čelisti. Používá se film o rozměru 5,5 cm x 7,5 cm napříč a u dětí podélný formát nebo film o rozměru 3 cm x 4 cm. Film je přidržován lehkým skousnutím zubů (ne prokousnutím!), tak, že probíhá s okluzními (kousacími) ploškami zubů.

- **Indikace:** traumatologie (nejčastěji zlomeniny alveolárních výběžků nebo čelisti), rozsah cysty, rozsah tumoru, detekce kamének slinných žláz a cizích těles, lokalizace dyspoticky uložených zubů, tj. zubů uložených na nesprávném místě a pro ortodontické účely.

Bite-wing technika (interproximální projekce) – nazývají se někdy snímky preventivními nebo metoda „skusového křídélka“. Preventivní z toho důvodu, že by se měly zhotovovat nejlépe na každé preventivní prohlídce, tj. jedenkrát za půl roku, a to dva snímky (na každé straně jeden). Obecně se nejčastěji snímkuje zuby v distálních úsecích, tj. premoláry a moláry, viz obrázek 2.1. Snímek zachycuje horní i dolní zuby bez dolní poloviny kořenů. Formát filmu 2,5 cm x 5,5 cm nebo intraorální film 3 cm x 4 cm ve speciálním držáku. Název skusového křídélka nese po filmu v tomto tvaru, který se vloží pacientovi do úst, v současnosti je film nahrazen digitálním senzorem vloženým do držáku. Film nebo senzor je umístěn rovnoběžně s podélnými osami vyšetřovaných zubů a je přivrácen k orálním ploškám.

- **Indikace:** diagnostika zubního kazu v časně fázi, kontrola výplní – např. převislé výplně, sekundární kaz, hodnocení stavu parodontu, výskyt zubního kamene [15,16,17,18].



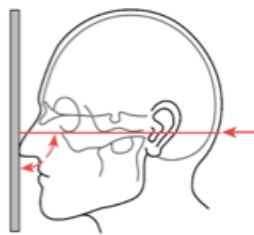
Obrázek 2.1: Bite-wing snímky, zdroj: vlastní

2.3.2 Extraorální snímkování

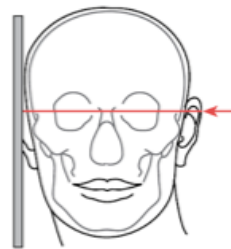
Snímky lebky

Zadopřední (posterio-anteriorní, PA) projekce Ibi – centrální paprsek probíhá zepředu dozadu okcipito-nazálně, ve frankfurtské horizontále (spojnice infraorbitálního bodu s horním okrajem zevního zvukovodu) kolmo na mediánní rovinu a kolmo k rovině frontální, viz obrázek 2.2.

- **Indikace:** traumatologie, diagnostika zánětlivých procesů, cyst a tumorů dolní čelisti a laterálních úseků těla dolní čelisti.



Obrázek 2.2: PA projekce, zdroj: [18]



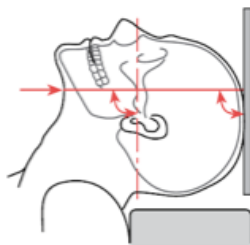
Obrázek 2.3: Bočná projekce, zdroj: [18]

Bočná (bitemporální) projekce Ibi – centrální paprsek probíhá latero-laterálně oblastí 3 cm nad zevním zvukovodem kolmo na sagitální rovinu a rovinu filmu, viz obrázek 2.3.

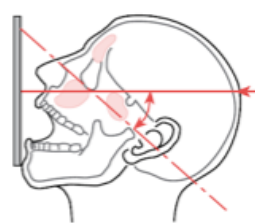
- **Indikace:** doplněk k zadopřední rovině – traumatologie, onkologie a posouzení mezičelistních vztahů.

Axiální projekce Ibi – centrální paprsek prochází mento-frontálně, kolmo na frankfurtskou horizontálu a rovinu filmu přes střed spodiny ústní, viz obrázek 2.4. Zachycuje spodinu lebni a dolní čelist v axiálním pohledu, lze zobrazit také defekty tvrdého patra.

- **Indikace:** traumatologie baze lebky.



Obrázek 2.4: Axiální projekce, zdroj: [18]



Obrázek 2.5: Poloaxiální projekce, zdroj: [18]

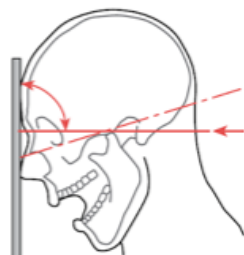
Poloaxiální (okcipito-nazální, Watersova) projekce – centrální paprsek prochází středem zygomatické kosti k hornímu rtu – v kaudálně otevřeném úhlu cca 45° vůči

frankfurtské horizontále, viz obrázek 2.5. Snímek přehledně zachycuje sinus frontalis, sinus ethmoidales, očníce a čelistní dutiny. Významný především v maxilofaciální chirurgii.

- **Indikace:** traumata ve střední obličejové etáži (Le Fort fraktury), zánětlivé nebo nádorové změny vedlejších dutin nosních.

Zadopřední kaudálně excentrická – subokcipito-frontální projekce (dle Clementschitsche-Altschule) – centrální paprsek probíhá v kraniálně otevřeném úhlu cca 15° k frankfurtské horizontále. Vyšetřovaný má maximálně otevřená ústa, je doporučené ústa ustálit „špalíkem“ mezi frontální zuby, viz obrázek 2.6. Snímek zachycuje ve frontální rovině hlavice dolní čelisti, krčky a větve mandibuly, dále processus coronoideus – svalové výběžky větve čelisti a jařmové oblouky.

- **Indikace:** traumatologie – fraktury kondylu a krčku s ohledem na jejich možnou laterální či mediální dislokaci, fraktury vzestupné větve a diagnostika temporomandibulárního kloubu.



Obrázek 2.6: projekce dle Clementschitsche, zdroj: [18]



Obrázek 2.7: Schüllerova projekce, zdroj: [18]

Schüllerova projekce čelistního kloubu – centrální paprsek směřuje přes prodlouženou linii zadního okraje processus articularis mandibulae pod úhlem 25-30° shora, cca 5-10° zezadu na kondylus ležící blíže filmu, viz obrázek 2.7. Nastavení paprsku je velmi obtížné, a tak je vyžadována zkušenost a přesnost. Snímek se zhotovuje pravý nebo levý a při zavřených a otevřených ústech. Zachycuje temporomandibulární kloub (TMK) – tvar a strukturu hlavice, jamky a kloubního hrbolku. Dále zobrazuje zevní zvukovod, který je důležitý především kvůli orientaci při hodnocení snímku.

- **Indikace:** onemocnění TMK traumata hlavičky a krčku dolní čelisti. Při temporomandibulárních poruchách nebo traumatologii je nezbytné zhotovit snímky oboustranně a při zavřených i otevřených ústech. (Pro běžné vyšetření TMK je vhodnější zhotovit snímek ortopantomografický – OPG).

Bočná šikmá projekce dle Eislera (pravá/levá) – centrální paprsek vstupuje pod tělem dolní čelisti protilehlé strany přes molárovou oblast na střed kazety – kazeta je opřena o jařmový oblouk a dolní okraj dolní čelisti snímkové strany. Je to velmi

důležitá projekce pro maxilofaciální chirurgii i stomatologii, nicméně v poslední době bývá nahrazena novějšími technikami snímkování – OPG, CBCT).

- **Indikace:** záněty, cysty, traumata postranních partií mandibuly, cizí tělesa, postavení zubů – především dolních zubů moudrosti. Dále přítomnost retinovaných (neprořezaný) zubů, periapikální nálezy, stav parodontu a přítomnost slinných kamének ve vývodu podčelistní žlázy.

Bočná šikmá projekce dle Cieszyńského (pravá/levá) – velmi podobná předchozí projekci, pouze je zaměřena více na tělo mandibuly. Hlava pacienta při snímkování musí být buď zakloněna, nebo předsunuta.

- **Indikace:** stejné jak při Eislerově projekci.

Paravertebrální projekce dle Cieszyńského (pravá/levá) – centrální paprsek vstupuje za úhlem mandibuly protilehlé strany mezi krční páteří a větví mandibuly a probíhá přes špičák na střed kazety. Hlava pacienta musí být předsunuta. Používá se v případě nepřesnosti OPG snímku ve sledované oblasti.

- **Indikace:** patologické procesy (cysty horních řezáků) a traumata frontálních úseků chrupu.

Axiálně excentrická projekce Ibi (dle Hirtze, projekce jako „ucha hrnce“) – centrální paprsek je nastaven excentricky ventrálně. Snímek zachycuje oboustranně laterálně jařmový oblouk, kdy je vhodné nastavit nižší napětí rentgenky, aby nebyla prosvícena lební báze.

- **Indikace:** fraktura jařmového oblouku.

Projekce dle Albers-Schönberga – je plně nahrazena ortopantomografem [16,17,18].

Telerentgenografie – kefalometrie

Jedná se o přehledný snímek celé hlavy, který téměř odpovídá skutečné velikosti a tvaru snímkaného objektu. Zachycuje jak skelet, tak i obrysy měkkých tkání, tedy podává informace „o lokalizaci dysgnacie ve skeletu obličeje, o stavbě obličejového skeletu a vztahu čelistních bází vůči sobě a vůči lebce a o růstové tendenci a směru růstu stomatogátního systému“ [18].

Díky těmto informacím a reálným rozměrům jsou kefalometrické snímky hojně využívány v ortodontii, kdy se vyměřují různé vzdálenosti a úhly mezi anatomickými strukturami. Centrální paprsek prochází kolmo vůči mediální rovině hlavy bodem ležící 1 cm. Rentgenka je od hlavy vyšetřovaného vzdálena 1,5–4 m. Nejčastěji od 1,5–2,3 m. Existuje spousta kefalometrických analýz, například Rickettsova, Steinerova, McNamarova, Segnerova a Hasundova [13,18].

Ortopantomografie – rotační tomograf

Snímek provedený ortopantomografem nazýváme ortopantomogram, často označován pouze zkratkou OPG snímek. Zachycuje kompletní přehled chrupu – dolní, horní čelist, čelistní dutiny, nosní dutiny, čelistní klouby a části očních, viz obrázek 2.8. Přístroj pracuje na principu kombinace rotačního a translačního pohybu rentgenky a filmu. Díky přehlednosti a velkému obsahu informací je OPG nejvyužívanějším snímkem ve všech oborech zubního lékařství.



Obrázek 2.2: OPG snímek, zdroj: vlastní

- **Indikace:**

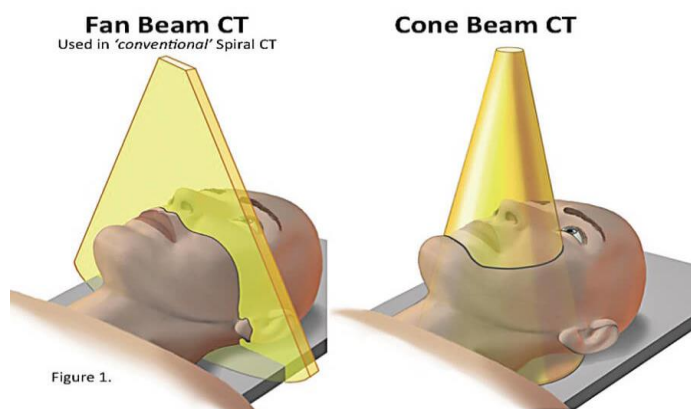
- základní vyšetření – vstupní, preventivní,
- určení počtu, polohy, velikosti a vývojového stádia zubních zárodků,
- časná diagnóza vývojových poruch dentální lišty,
- diagnostika periapikálních chorobných procesů,
- posouzení stavu parodontu a diagnostika parodontitis,
- diagnóza vývojových poruch onemocnění TMK,
- diagnostika zlomenin čelistí a obličejových kostí,
- doplňující vyšetření u syndromů a systémových onemocnění,
- obličejová a čelistní symetrie/dysgnázie,
- bolesti a otoky v čelistní oblasti,
- onemocnění obličejových nervů, nejčastěji 2. a 3. větve n.trigeminu,
- onkologická prevence,
- diagnostika změn kostní tkáně při systémových onemocněních,
- diagnostika odontogenních onemocnění čelistních dutin,

- chirurgie – špatně hojící se extrakční rány,
- předoperační a pooperační analýzy v imlantologii,
- zjištění cizích těles v oblasti čelistí,
- diagnóza mnohočetných kazů,
- poloha a výskyt třetích molárů [16,19].

Cone-beam CT (CBCT)

„CBCT je metoda trojdimenzionálního zobrazení, při němž otáčivý tubus a proti němu umístěný plochý obrazový detektor rotují kolem izocentra umístěného v hlavě pacienta. Při tom vzniká 100–400 jednotlivých dvojrozměrných projekcí, které jsou počítačem převedeny do trojdimenzionální soustavy dat“ [18].

Hlavním rozdílem mezi tradičním CT a CBCT je tvar paprsku a detektoru. CT má paprsek ve tvaru vějíře (Fan Beam) a úzký detektor či multidetektor. CBCT ve tvaru má paprsek ve tvaru kužele (Cone Beam) a detektor ve tvaru čtverce, viz obrázek 2.9. U CBCT systému postačí pouze 180°, 360° nebo 270° rotace na rozdíl od CT, kdy je potřeba rotovat vícekrát. Čtení snímků vyžaduje odbornost a zkušenost. V některých zemích je nutné absolvovat speciální kurz odbornosti a ochranně před zářením [18,19,20].



Obrázek 2.3: Tvar paprsku CT vs CBCT, zdroj: [21]

Výhody oproti CT: výrazně nižší dávka, rychlejší vyšetření, cenová dostupnost, lepší rozlišení, menší náchylnost k artefaktům [19,20].

- **Indikace:**

- **Chirurgie:** chirurgické zásahy v blízkosti anatomicky citlivých struktur (nervy), retinované zuby a jejich vztah k čelistním dutinám příp. n. alveolaris inferior, nepravidelnosti počtu zubů, fraktury, patologické kostní léze.

- **Implantologie:** předoperační analýza – plánování a příprava zaváděcích šablon (Guided Surgery), kostní šířka, anatomické struktury – spodina nosu, kostní ohraničení dutin, septa v čelistních dutinách.
- **Ortodoncie:** analýza složitějších ortodontických vad, plánování léčby, průběžné kontroly, diagnostika nadpočetných a reinkludovaných zubů, agenze zubů, autotransplantace, kortikotomie.
- Ortodonticko-protetická léčba.
- Ortodonticko-parodontologická léčba.
- **Parodontologie:** analýza kostní situace v oblasti parodontu – exaktní klasifikace chobotů a furkací ve všech třech rovinách.
- **Diagnostika čelistního kloubu:** přesně určení postavení a kontury kloubní hlavičky osteoartritida, zánětlivá artritida, synoviální chondromatóza, fraktury, ankylotidy, vývojové abnormality, benigní novotvary.
- **ORL:** diagnostika vedlejších dutin nosních i sinus frontalis.
- **Endodoncie:** hodnocení extrémně složitého kořenového systému, vyhodnocení možných komplikací endodontického ošetření, periapikální léze, resorpce [18,22].

RTG techniky a jejich použití ve stomatologii zobrazuje tabulka 2.1.

Tabulka 2.1: Přehled nejčastěji využívaných technik v dentální radiologii, zpracování vlastní, zdroj informací: [18]

Technika snímkování	Použití	Příklady
Extraorální OPG	Komplexní, přehledný snímek pro všechny stomatologické obory.	Vstupní vyšetření, preventivní vyšetření, zubní kaz, stav parodontu.
CT/CBCT	Všude, kde potřebujeme znát prostorové zobrazení, ortodoncie, chirurgie, traumatologie, implantologie.	Plánování implantace, poloha kořenů zubů moudrosti.
Intraorální Jednotlivé snímky	Detailní snímek pro doplnění informace z OPG snímku, endodoncie, záchovná stomatologie, protetika, chirurgie.	Endodonticky ošetřené zuby, periapikální léze, resekce kořenového hrotu, hemisekce.
Zubní status	Parodontologie	Resorbce alveolární kosti – lokalizace, druh, rozsah, furkace.
Bite-wing	Záchovná stomatologie, diagnostika zubního kazu, parodontologie.	Aproximální kaz, výskyt zubního kamene.

2.3.3 Rentgenologický nález

RTG diagnostika zubního kazu

Zobrazení zubního kazu na rentgenologickém snímku je vždy menší, než se ve skutečnosti jeví. Některé kariézní léze lze odhalit pouze RTG vyšetřením, jedná se o kazy:

- **Aproximální** – nejčastější výskyt je v bodě kontakty a pod nimi, kde dále pozorujeme rozsah léze.
 - *Sklovinná léze* – tvar trojúhelníku, viditelné projasnění směrem k dentinu.
 - *Léze na hranici sklovina-dentin* – ve stejném tvaru jako léze sklovinná, ale v oblasti sklovinno-dentinové hranice.
 - *Léze v dentinu* – tvar trojúhelníku či půlkruhu za hranicí, dentinem se kaz šíří velmi rychle směrem k pulpě (dřeňové dutině).
 - *Léze v dřeňové dutině*.
- **Sekundární** – kazy pod výplněmi a v okolí výplní.
- **Fisurální** – na žvýkacích ploškách.
- **Vestibulární a orální**
- **Kořenové** – kazy v zubním cementu [23].

Klasifikace kariézních lézí na aproximálních plochách:

a) v dočasné dentici

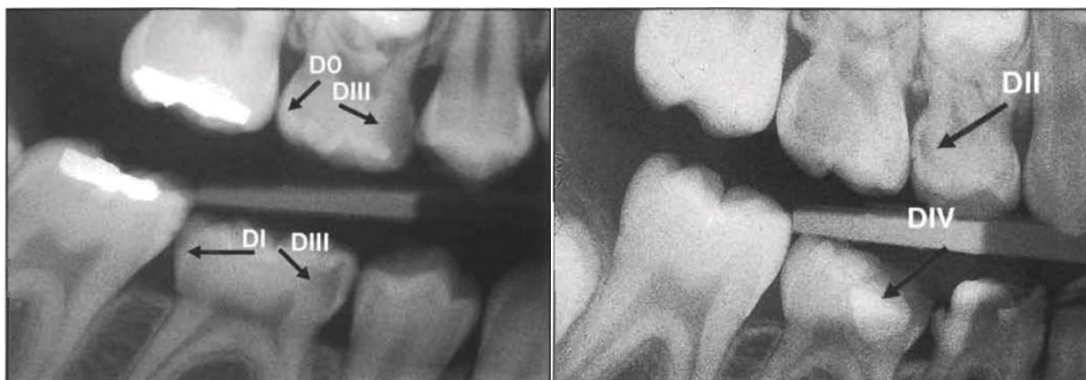
D 0 – žádná změna,

D I – kaz ve sklovině,

D II – kaz zasahující do 1/2 dentinu,

D III – kaz přesahující přes 1/2 dentinu, kaz blízký k pulpě,

D IV – sekundární kaz, jak lze vidět na obrázku 2.10 [23].



Obrázek 2.4: Jednotlivé kariézní léze dle klasifikace v dočasné dentici, zdroj: [23]

b) v trvalé dentici

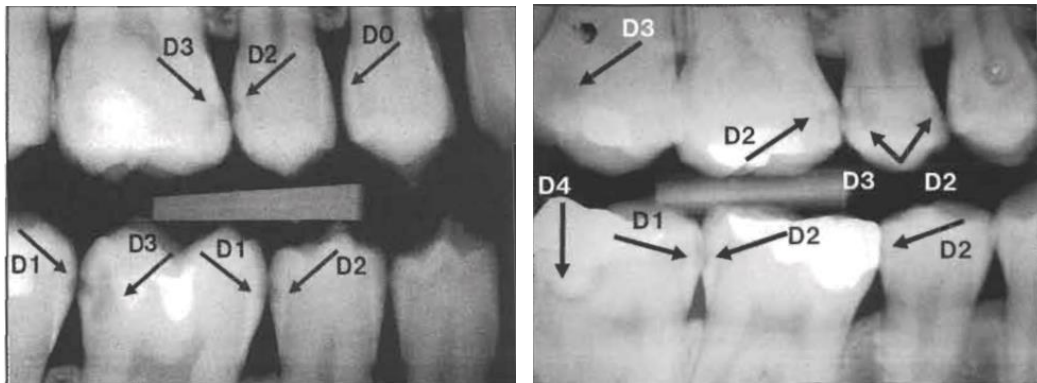
D0 – žádná léze,

D1 – demineralizace, začínající kaz zasahující do 1/2 skloviny, reverzibilní léze,

D2 – kaz přesahující přes 1/2 skloviny, kaz na sklovino-dentinové hranici, ireverzibilní léze,

D3 – kaz v dentinu,

D4 – sekundární kaz, jak lze vidět na obrázku 2.11 [23].



Obrázek 2.5: Kariézní léze dle klasifikace ve stálém chrupu, zdroj:[23]

RTG diagnostika onemocnění parodontu (parodontitis, parodontitida)

Rentgenologické vyšetření je nezbytnou součástí parodontologického nálezu. Základem je OPG snímek. Pro přesnější identifikaci se doporučuje zhotovit rentgenový status sestavený z 14 snímků v paralelní projekci, případně doplnit OPG snímek intraorálními snímky, nejčastěji bite-wingové snímky pravé a levé strany.

Dle nové parodontologické klasifikace z roku 2017 hodnotíme ztrátu kosti na RTG snímku pro strating parodontitis následovně:

- Stage I – iniciální parodontitis: ztráta ke koronální třetině <15 %;
- Stage II – středně pokročilá parodontitis: ztráta ke koronální třetině 15–33 %;
- Stage III – pokročilá parodontitis s rizikem další ztráty zubu: ztráta ke střední až apikální třetině kořene;
- Stage IV – pokročilá parodontitis s rizikem ztráty dentice: ztráta ke střední až apikální třetině kořene.

Pro grading parodontitis:

- Grade A – pomalá progresse: žádný úbytek kosti dle RTG a 5 let;
- Grade B – středně rychlá progresse: < 2 mm za 5 let;
- Grade C – rychlá progresse: ≥ 2 mm za 5 let [24].

Hodnocení (klasifikace paradontitis) RTG snímku dle Kovařové:

- RP0 – Lamina dura (LD) je zachována, paradontitida není přítomna,
- RP1 – začátek resorpce LD, začínající paradontitida, první stádium,
- RP2 – resorpce LD v celé tloušťce, začátek resorpce spongiózy, středně těžký stupeň paradontitidy, druhé stádium,
- RP3 – resorpce do 1/2 délky kořene, těžký stupeň paradontitidy, třetí stádium,
- RP4 – resorpce v oblasti hrotu kořene, velmi těžký stupeň paradontitidy, čtvrté stádium [23].

Dále rozeznáváme na RTG typy resorpce alveolární kosti:

- **Lokalizovaná** – v oblasti jednoho zubu nebo malé skupinky zubů.
- **Generalizovaná** – viditelná u převážné většiny zubů nebo v oblasti celého chrupu.
- **Horizontální** – viditelná na opakovaných snímcích jako pomalý ústup kosti většinou v celé délce, často u starších pacientů či u pacientů s chronickou paradontitis.
- **Vertikální** – viditelná na snímku jako ústup kosti okolo jednoho zubů nebo malé skupinky zubů, defekty mají různou hloubku. Běžná u agresivních forem paradontitid.
- **Miskovitá** – vytvořena cirkulárně okolo zubu, v koronální části je kost zcela rozpuštěna.
- **Terasovitá** – kdy je úbytek kosti na jedné straně (orálně nebo vestibulárně) větší než na straně druhé.
- **Klínovitá** – nejčastěji u zubu, který se sklání do mezery po ztrátě vedlejšího zubu.
- **Kombinovaná** [23,25]

2.4 Radiologická zátěž u pacientů a náklady spojené s ionizujícím zářením

V souvislosti s radiologickou zátěží se většina studií zabývá především jejím snížením. Anissi a Geibel [26] se ve své studii zabývají srovnáváním digitálních intraorálních radiografických technik a klasických technik využívající film. V Německu bylo provedeno v roce 2013 dotazníkové šetření, kdy se z 1000 odeslaných dotazníků vrátilo 294, ze kterých se vyhodnotily následující výsledky: 64 % dotázaných zubařů stále používá filmovou radiologii, 23 % využívá systémy úložných fosforových desek (SPP) a 13 % používá CCD (Charge Coupled Device – zařízení s vázanými náboji) detektory, které zaregistrují a převádějí světlo vzniklé na luminiscenční vrstvě na elektronický signál. Dále studie zjistila, že k ochraně nejčastěji používají olovněné zástěry (88 %), méně často poté ochranu štítné žlázy a pravoúhlé kolimátory (pouze 1/3 dotázaných), přestože ochrana štítné žlázy snižuje dávku o 5–56 % u periapikálního rentgenového fantoma a v klinických testech u dospělých až o 33–84 %. Výhodou pravoúhlé kolimace je snížení dávky pro pacienta až o 60 %. Dále studie zjistila, že doba expozice s filmem je dvakrát vyšší než doba expozice pro SPP a 2,8krát vyšší než pro systémy CCD.

V roce 2015 byla sestavena meta analýza publikující data ohledně efektivní dávky dentálního CBCT pro devět CBCT přístrojových sestav. Účinné dávky se pohybovaly v rozmezí od 46–1073 μSv v závislosti na typu a modelu použitého zařízení a použitého zobrazovacího protokolu. Studie uvádí i hodnotu DAP (Dose Area Product). Jedná se o součin dávky a plochy. Velké FOV (Field of View) ve standardním rozlišení: 1240 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$, střední FOV ve standardním rozlišení: 574 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ [27]. Tyto hodnoty jsou přibližně větší 4–7krát větší než při OPG snímání. CBCT v porovnání s běžně používaným CT hlavy snižují dávku o 51–91 % [19].

Další efektivní dávky jsou uvedeny v tabulce 2.3. V souvislosti s radiační zátěží existuje tzv. zjednodušené „čtyřkové pravidlo“ pro expozici zářením, které říká že:

- **intraorální snímky** = 1 snímek panoramatický snímek,
- **panoramatické snímky** = 1 CBCT snímek,
- **snímky CBCT** = 1 snímek dentální CT [18]

Tabulka 2.2: Efektivní dávky jednotlivých RTG vyšetření ve stomatologii, zdroj: [18]

Vyšetření	Efektivní dávka	Zdroj literatury
Konvenční intraorální snímek	1–8,3 μ Sv	Rathje et al., 2007
Konvenční panoramatický snímek	7–20 μ Sv	Düker, 2006
Digitální panoramatický snímek	5–15 μ Sv	Düker, 2006; Rittler a Dreiseidler, 2007
Konvenční snímek ve skusu	8 μ Sv	Rathje et al., 2007
Konvenční status	20–50 μ Sv	Düker, 2006
Digitální status	10–20 μ Sv	Düker, 2006
Dálkový snímek leky	2–3 μ Sv	Düker, 2006; Rathje et al., 2007
3D CBCT	36–105 μ Sv	Rittler a Dreiseidler, 2007
Minimální dávka CT	150–160 μ Sv	Rittler a Dreiseidler, 2007
Konvenční CT	314–1270 μ Sv	Rittler a Dreiseidler, 2007

Snižováním radiační zátěže se zabývali Hoogeveen a kol. [28] ve své studii, kdy testovali novou pomůcku na ochranu štítné žlázy (Cephalographic thyroid protector, CTP), při použití ortodontické laterální kefalografii. Byly vyhodnoceny 4 situace:

- bez stínění,
- s CTP,
- s CTP a anatomickým kraniálním kolimátorem (anatomical cranial collimator ACC),
- a s límcem štítné žlázy.

Použití CTP mělo za následek snížení dávky na štítnou žlázu o 85 %, což je srovnatelné s použitím CTP v ACC, s použitím ochranného límce byla dávka snížena o 89 %.

Další studie se zabývaly jednotlivými orgány, kdy byly používány zubní rentgeny. Lecomber a kol. [28] porovnával dávky OPG, kefalometrii a CT snímkování pro plánování zubních implantátů. Největší dávky orgánů pro jakékoliv RTG zubní vyšetření byly měřeny ve slinné tkáni. OPG a kefalometrie mají ve výsledcích dávek zanedbatelné rozdíly, na rozdíl od dávek získaných klasickým CT snímkováním. Ke stejnému závěru došli i Campillo-Rivera a kol. [30], kteří měřili ve studii absorbovanou dávku při OPG v očních čočkách, štítné žláze, slinných, mléčných a pohlavních žlázách. Nejvyšší dávka byla opět získána ve slinných žlázách, nejnižší ve štítné žláze.

Riziko spojené s ozářením řeší Xu a kol. [31], kteří provedli metaanalýzu, aby vyhodnotili vztah mezi expozicí rentgenových paprsků a rizikem vzniku meningiomu. Došli k závěru, že ani expozice zubních RTG paprsků ani provedení úplného zubního statusu není spojeno se zvýšeným rizikem vzniku meningiomů. Naopak Longstreth a kol. [32] zjistili, že pacienti s 6 úplnými zubními statusy měli dvojnásobné riziko meningiomů ve srovnání s ostatními pacienty. Studie byla sestavena na základě osobních rozhovorů a zřejmé důkazy zde chybí. Stejným problémem se zabývali i Claus a kol. [33], kteří

porovnávali starší a novější dentální RTG přístroje. Autoři došli k závěru, že expozice některých zubních RTG vyšetření prováděných v minulosti, kdy radiační zátěž byla větší než v současnosti, souvisí se zvýšeným rizikem intrakraniálního meningiomu.

Náklady spojené s RTG snímkováním ve stomatologii

Petersen a kol. [34] ve své studii porovnávali náklady na CBCT a OPG zobrazování. Indikací byla extrakce třetího moláru v dolní čelisti. Celkové náklady na OPG byly vyčísleny na 49,29 EUR a CBCT na 184,44 EUR. Rozdíly v délce chirurgického zákroku, doba léčby komplikací před a po chirurgické léčbě a specializovaná léčba nebyly statisticky významné mezi oběma skupinami zobrazovacích metod, takže použití CBCT významně neovlivnilo pooperační hojení nebo možné komplikace.

Christell a kol. [35] řeší kombinaci RTG přístrojů, a to intraorální snímkování v kombinaci s OPG a OPG snímkování v kombinaci s CBCT u ortodontických pacientů s poruchami erupce maxilárních špičáků. Průměrné celkové náklady na vyšetření byly u první metody vyčísleny na 99,84 EUR a u druhé 134,37 EUR.

Ke zjištění, že CBCT je nákladné, došli i Setzer a kol. [36] ve své studii zaměřené na využití CBCT v endodoncii. Většina respondentů uvedla, že důvodem nepoužívání CBCT zobrazování jsou právě vysoké náklady, které nejsou vyjádřeny ve studii číselně.

Všechny výše zmíněné studie se zabývají diagnózami, které jsou běžně indikovány právě CBCT snímky. Studie se shodují, že se nelze vždy dívat pouze na náklady spojené s danou metodou snímkování, ale také na přínos daných metod pro danou diagnózu.

V České republice chybí studie ekonomické z oblasti RTG ve stomatologii. Můžeme se tedy alespoň přibližně orientovat dle výší úhrad zdravotních pojišťoven za jednotlivá RTG vyšetření, která jsou vypsána níže v tabulce 2.4. CBCT vyšetření není v ČR hrazeno zdravotní pojišťovnou tudíž si pacient plně hradí vyšetření sám.

Tabulka 2.3: Výkony hrazené z veřejného zdravotního pojištění související s rentgenovým vyšetřením v ČR a jejich výše úhrady pro rok 2019 a 2020, zdroj: [37,38]

Výkon	2019, Úhrada (Kč)	2020, Úhrada (Kč)
Zhotovení intraorálního rentgenového snímku	70	75
Zhotovení extraorálního rentgenového snímku	225	230
Zhotovení ortopantomogramu	275	280
Vyhodnocení ortopantomogramu	70	85
Zhotovení telerentgenového snímku Ibi	270	275

3 Cíle práce

- Cílem diplomové práce je zhodnocení využití CBCT přístrojů při vyšetření u vybraných diagnóz.
 - Vybrané diagnózy – stanoveny na základě dat ze soukromé zubní kliniky v Brně, konkrétně na základě nejčastějších indikací.
- Provedení analýzy současného stavu využití přístrojů využívajících ionizující záření ve stomatologické péči.
 - Sběr dat na základě rešerše odborné literatury zahrnující techniky rentgenového snímkování.
- Analýza dat o použití a radiační zátěži u pacientů podstupujících CBCT vyšetření a zjištěné informace využijte pro zhodnocení CBCT techniky.
 - Retrospektivní sběr dat skrze elektronickou zdravotnickou dokumentaci na soukromé klinice v Brně, konkrétně data:
 - počet vyšetření za určité období,
 - indikace,
 - radiační zátěž pacienta,
 - cena za CBCT snímek.
- Analýza technických a nákladových dat přístrojů CBCT.
- Výběr vhodné technologie pro vybraná odvětví stomatologie pomocí multikriteriálního rozhodování a metod HTA.
 - Stanovení kritérií
 - Stanovení vah kritérií
 - Metoda TOPSIS

4 Metody

V této kapitole jsou teoreticky popsány jednotlivé metody, které byly využity pro praktickou část diplomové práce, jedná se o sběr a zpracování dat a také metody pro jejich následné vyhodnocení.

4.1 Sběr dat

Data pro diplomovou práci byla sbírána retrospektivně, ve spolupráci se soukromou stomatologickou klinikou v Brně na základě zdravotnické dokumentace pacientů z let 2019–2018. Data byla sbírána pouze u pacientů, kteří podstoupili CBCT vyšetření na klinice. Dále bude zjišťováno, pro kterou diagnózu bylo toto vyšetření indikováno a jaké radiační zátěži byli pacienti vystaveni. Další sběr dat byl prováděn rešerší odborné literatury a průzkumu trhu s CBCT přístroji.

4.2 Analýza nákladů

Na náklady ve stomatologické péči se nahlíží ze dvou perspektiv, a to z pohledu poskytovatele zdravotnického zařízení a z pohledu plátce zdravotní péče (zdravotní pojišťovny). Výše úhrad rentgenového vyšetření hrazené zdravotní pojišťovnou je zmíněno v teoretické části viz tabulka 2.3.

Český právní systém umožňuje vznik soukromých zdravotnických zařízení jednak se smluvními vztahy se zdravotními pojišťovnami, pak bez smluvních vztahů se zdravotními pojišťovnami nebo kombinací obou. V případě stomatologických ordinací se v současnosti jedná o kombinaci posledních dvou. Do hry ovšem vstupuje fakt, že aktuální úhradová vyhláška neodpovídá aktuálním nákladům na stomatologické ošetření. V praxi to pak znamená, že ze zdravotního pojištění jsou hrazeny především základní vyšetření (prevence, základní RTG apod.) a ostatní je pacient nucen uhradit ze svého rozpočtu. CBCT spadá do skupiny vyšetření, které není hrazeno ze zdravotního pojištění. Právě vyšetření CBCT je předmětem praktické části této diplomové práce.

4.3 Multikriteriální rozhodování

Jedná se o proces, který hodnotí několik různých variant dle většího počtu předem stanovených kritérií. Hlavním cílem multikriteriálního hodnocení je nalézt možnou nejvhodnější variantu, případně varianty seřadit nebo alespoň vyloučit varianty neefektivní. Mezi jednotlivé kroky hodnocení patří stanovení variant, kritérií, vah a kritériální matice.

Varianty jsou chápány jako jednotlivé možnosti, mezi kterými se rozhodujeme (např. zdravotnické přístroje, zobrazovací metody...).

$$A = \{a_1, a_2, \dots, a_n\}, \quad (4.1)$$

Kritéria představují hlediska, dle kterých jsou varianty porovnávány (např. cena, velikost, rozlišení...).

$$K = \{k_1, k_2, \dots, k_n\}, \quad (4.2)$$

Každá varianta a_i , $i = 1, 2, \dots, n$ je podle těchto kritérií popsána vektorem kritériálních hodnot $(y_{i1}, y_{i2}, \dots, y_{ik})$. Tímto vzniká matematický model úlohy multikritériálního hodnocení variant, který vyjádřen ve tvaru kritériální matice $Y=(y_{ij})$. Kde řádky odpovídají variantám (A) a sloupce kritériím (K):

$$Y = \begin{pmatrix} y_{11} & y_{12} & \dots & y_{1k} \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ y_{n1} & y_{n2} & \dots & y_{nk} \end{pmatrix}, \quad (4.3)$$

Kritériální matice lze sestavit tehdy, jsou-li všechna kritéria kvantifikovaná (měřitelná). Kritéria by měla být jednoznačná, úplná, relevantní a neměla by se ani zčásti překrývat. Dělí se dle:

- 1) způsobu vyjádření na kritéria:
 - a. kvantitativní – jsou vyjádřena číselně, v měřitelné formě (např. Kč);
 - b. kvalitativní – jsou vyjádřena slovně. Je zde nutný převod na kvantitativní kritéria například pomocí bodové stupnice.
- 2) žádoucího směru kritériálních hodnot:
 - a. maximalizační – jedná se o kritéria výnosového typu, tzn. je zde žádoucí co nejvyšší hodnota;
 - b. minimalizační – jedná se o kritéria nákladového typu, tzn. je zde žádoucí co nejnižší hodnota.

Je vhodné určit hodnotící kritéria dříve, než dojde k vymezení jednotlivých variant, aby bylo hodnocení co nejvíce objektivní.

Váha kritéria představuje míru důležitosti v porovnání s ostatními kritérii. Čím větší má kritérium význam, tím vyšší je míra váhy. Váhy se pohybují v intervalu od 0 do 1 a jejich součet je roven 1. Mezi běžně používané metody pro stanovení vah kritérií se používá metoda pořadí, Fullerova metoda, Saatyho matice a bodovací metoda, která bude použita v praktické části této práce [39].

Bodovací metoda – předpokladem je schopnost uživatele kvantitativně ohodnotit důležitost kritérií. Bodové ohodnocení je tím vyšší, čím je kritérium důležitější. Bodová stupnice je předem stanovena např. v intervalu $\langle 0; 100 \rangle$. Jednotlivá kritéria mohou získat

stejný počet bodů na rozdíl od metody pořadí. Váha v této metodě je počítaná dle následujícího vzorce [40]:

$$v_i = \frac{b_i}{\sum_{i=1}^k b_i} \quad (4.4)$$

kde v_i je váha i -tého kritéria a b je počet bodů i -tého kritéria udělených experty, kde $i = 1, 2, \dots, k$ [40].

Mezi nejběžněji používané metody pro multikriteriální hodnocení patří metoda váženého součtu (WSA), analytický hierarchický proces (AHP) a TOPSIS, která bude podrobněji popsána níže a dále využita v praktické části práce.

TOPSIS (Technique for Order Preference by Similarity to Ideal Solution)

Metoda je založená na výběru varianty, která je nejméně vzdálena od ideální varianty a nejvíce vzdálena od varianty bazální, tedy hledá variantu, která má nejkratší geometrickou vzdálenost od ideálního řešení. Každé kritérium má mít maximalizační charakter [40].

Postup výpočtu

1. V případě minimalizačního charakteru je nutná transformace dle vztahu:

$$y_{ij} = -y_{ij} \quad (4.5)$$

2. Sestavení normalizované kritériální matice $\mathbf{R}=r_{ij}$ dle vztahu:

$$r_{ij} = \frac{y_{ij}}{\sqrt{\sum_{i=1}^m y_{ij}^2}} \quad (4.6)$$

kde r_{ij} je normalizovaná kritériální hodnota a y_{ij} je kritériální hodnota.

3. Normalizovaná kritériální matice \mathbf{R} se převede na váženou kritériální matici \mathbf{Z} vynásobením každého sloupce s váhou odpovídajícího kritéria dle následujícího vztahu: $z_{ij} = v_j r_{ij}$, kde z_{ij} je kritériální hodnota matice \mathbf{Z} , v je váha j -tého kritéria a r_{ij} je normalizovaná kritériální hodnota.
4. Vytvoření ideální varianty H s hodnoty (h_1, h_2, \dots, h_n) za pomoci prvků matice \mathbf{Z} a také vytvoření bazální varianty D (d_1, d_1, \dots, d_n) .
5. Výpočet vzdálenosti od ideální varianty dle vztahu:

$$d_i^+ = \sqrt{\sum_{j=1}^n (z_{ij} - h_j)^2} \quad (4.7)$$

6. Výpočet vzdálenosti od bazální varianty dle vztahu:

$$d_i^- = \sqrt{\sum_{j=1}^n (z_{ij} - d_j)^2} \quad (4.8)$$

7. Výpočet relativního ukazatele vzdálenosti variant od bazální varianty dle vztahu.

$$c_i = \frac{d_i^-}{d_i^+ + d_i^-} \quad (4.9)$$

8. Na základě c_i se uspořádají výsledky, nejvyšší hodnotu má varianta nejlepší, tedy ta nejméně vzdálená od ideální varianty [41].

4.4 Analýza nákladové efektivity (CEA – cost effectiveness analysis)

Analýza nákladové efektivity zjišťuje nákladovou efektivnost na naturální jednotku výstupu (např. získané roky života). Vypočítá se poměrem nákladů (ceny) k míře účinku (efektu).

$$CEA = \frac{C}{E} \quad (4.10)$$

Tato metoda nevyžaduje převod efektů na peněžní jednotky, což je její velkou výhodou, a proto se využívá pro hodnocení zdravotnických technologií. [41].

Ukazatelem CEA je kritérium efektivity, které se sleduje buď pomocí nákladů na jednotku výstupů dle vzorce:

$$\frac{C_A}{E_a} < \frac{C_B}{E_b} \quad (4.11)$$

kde C_A jsou náklady na současnou technologii (v peněžních jednotkách), C_B jsou náklady na novou technologii (v peněžních jednotkách), E_a jsou efekty – klinické výstupy současné technologie a E_b jsou efekty – klinické výstupy nové technologie, nebo pomocí efektivity na peněžní jednotku nákladů, kde efektivita je převrácená hodnota nákladů:

$$\frac{E_A}{C_A} > \frac{E_B}{C_b} \quad (4.12)$$

Proces rozhodování, zda zavést novou zdravotnickou technologii nemusí být vždy jednoznačný, jelikož se často setkáváme s technologií, která je klinicky účinnější, avšak její náklady často převyšují náklady současné technologie [41, 42].

Při srovnání nákladů a účinků současné a nové technologie je devět možných výsledků, které jsou zobrazeny v následující tabulce 4.1 [43].

Tabulka 4.1: Možnosti výsledku na základě nákladové efektivity, zdroj: [43]

Nová technologie posuzována vůči současné technologii	Nižší účinek $E_a < E_B$	Stejný účinek $E_a = E_B$	Vyšší účinek $E_a > E_B$
Nižší náklady $C_a < C_B$	1. Rozhodnutí není jasné – žádná technologie nemá převahu	4. Zavedení nové technologie – nová převyšuje nad současnou	7. Zavedení nové technologie – nová převyšuje nad současnou
Stejně náklady $C_a = C_B$	2. Ponechání staré technologie – současná převyšuje nad novou	5. Technologie jsou si rovny – jsou stejně dobré	8. Zavedení nové technologie – nová převyšuje nad současnou
Vyšší náklady $C_a > C_B$	3. Ponechání staré technologie – současná převyšuje nad novou	6. Ponechání staré technologie – současná převyšuje nad novou-	9. Rozhodnutí není jasné – žádná technologie nemá převahu

Nejčastější jsou situace, kdy je nová terapie sice účinnější, ale také nákladnější. V těchto případech pak rozhoduje o zavedení či nezavedení nové technologie výsledná hodnota poměru nákladů a efektů – ICER, která je následně porovnávána s hranicí ochoty platit (willingness to pay).

ICER (Incremental Cost Effectiveness Ratio) je definován jako poměr rozdílu nákladů daných léčebných technologií a rozdílu jejich klinických efektů a je výstupem CEA. Hodnota ICER říká, kolik stojí každá další jednotka efektu, kterou nám poskytuje účinnější technologie oproti současné [41].

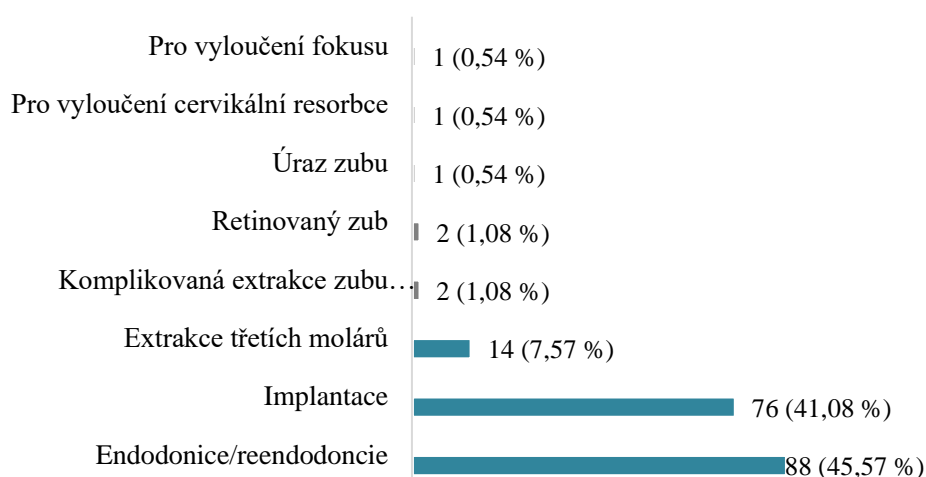
$$ICER = \frac{C_a - C_B}{E_a - E_B} \quad (4.13)$$

5 Výsledky

V kapitole jsou shrnuty všechny dosažené výsledky diplomové práce. Veškeré zpracování dat (grafy, tabulky) bylo provedeno pomocí MS Excel. Tabulky s postupy multikriteriálního rozhodování jsou uvedeny v příloze.

5.1 Analýza dat o použití a radiační zátěži u pacientů podstupujících CBCT

Soukromá stomatologická klinika, na které byla data odebírána má v péči 5505 pacientů. Bylo zjištěno, že přístrojem výrobce Planmeca modelu ProMax 3D bylo za období dvou let 2019 provedeno 2808 OPG vyšetření a 185 CBCT vyšetření. Konkrétně za rok 2018: 1398 OPG vyšetření a 87 CBCT vyšetření. V roce 2019: 1410 OPG vyšetření a 98 CBCT vyšetření. CBCT vyšetření v rámci kliniky bylo indikováno pro 8 různých indikací, jejich počet a procentuální zastoupení ukazuje následující graf 5.1.



Graf 5.1: Indikace CBCT vyšetření

Každý snímek udává informaci ohledně DAP – součinu dávky a plochy snímkové oblasti V tabulce 5.1 je znázorněna průměrná DAP vyšetření ke konkrétní indikaci.

Tabulka 5.1: Indikace a jednotlivé průměrné dávky na pořízení snímku

Indikace	DAP (mGy·cm ²)
Endodoncie/reendoncie	1064,13
Implantace	1074,30
Extrakce třetích molárů	1045,86
Komplikovaná extrakce zubu (jiného než třetího moláru)	1058,50
Retinovaný zub	1058,50
Úraz zubu	941,00
Pro vyloučení cervikální resorbce	1176,00
Pro vyloučení fokusu	1176,00
Průměrná DAP	1067,35

Cena na této stomatologické klinice je 1500 Kč za CBCT vyšetření. V rámci průzkumu konkurence na území města Brna bylo zjištěno, že průměrná cena za CBCT vyšetření je 1156 Kč, viz tabulka 5.2.

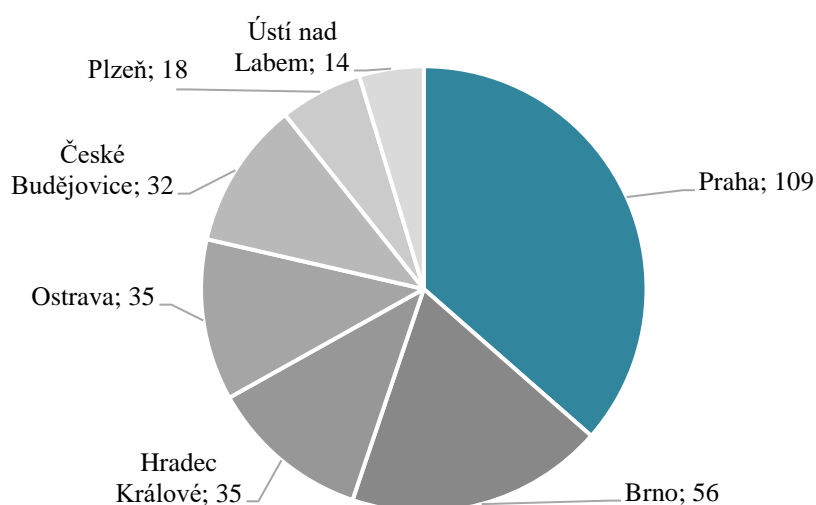
Tabulka 5.2: Ceny konkurencí CBCT vyšetření v Brně

Klinika	Cena (Kč)
Klinika 1	1150
Klinika 2	1500
Klinika 3	1000
Klinika 4	1485
Klinika 5	800
Klinika 6	1000
Průměr	1156

5.2 Analýza technických a nákladových dat přístrojů CBCT

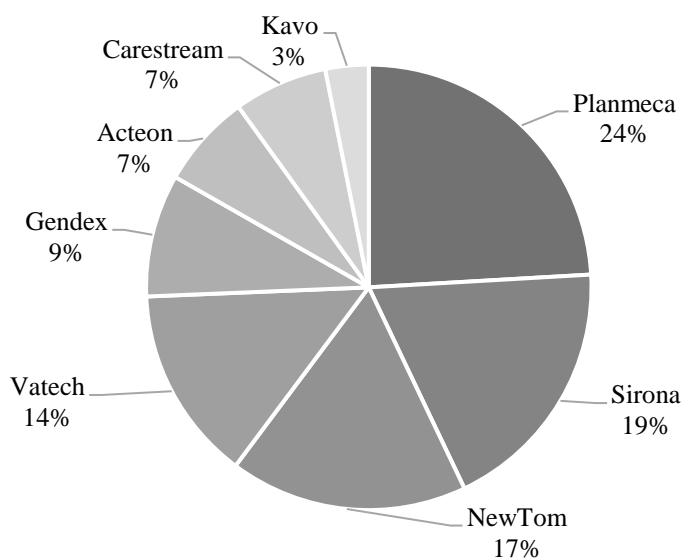
Veškerá data týkající se počtu a typů CBCT potřebná ke zpracování této podkapitoly byla sbírána prostřednictvím SÚJB. Ke dni 8. 4. 2020 jejich registr uvádí 299 aktivních zubních CBCT přístrojů. Všechna rentgenová zařízení musí být dle atomového zákona zaregistrována u SÚJB, jenž dle místa působení řadí zařízení do jednotlivých regionálních center, kterých je celkem 7. K jednotlivým regionálním centřům jsou přiřazeny následující okresy:

- **Regionální centrum Praha:** hl. m. Praha, Benešov, Beroun, Kladno, Kolín, Kutná Hora, Mělník, Mladá Boleslav, Nymburk, Praha-východ, Praha-západ, Příbram, Rakovník.
- **Regionální centrum České Budějovice:** České Budějovice, Český Krumlov, Jindřichův Hradec, Pelhřimov, Písek, Prachatice, Strakonice, Tábor.
- **Regionální centrum Plzeň:** Domažlice, Cheb, Karlovy Vary, Klatovy, Plzeň-město, Plzeň-jih, Plzeň-sever, Rokycany, Sokolov, Tachov.
- **Regionální centrum Ústí nad Labem:** Česká Lípa, Děčín, Chomutov, Jablonec nad Nisou, Liberec, Litoměřice, Louny, Most, Teplice, Ústní nad Labem.
- **Regionální centrum Hradec Králové:** Havlíčkův Brod, Hradec Králové, Chrudim, Jičín, Náchod, Pardubice, Rychnov nad Kněžnou, Semily, Svitavy, Trutnov, Ústní nad Orlicí.
- **Regionální centrum Brno:** Blansko, Brno-město, Brno-venkov, Břeclav, Hodonín, Jihlava, Kroměříž, Prostějov, Třebíč, Uherské Hradiště, Vyškov, Zlín, Znojmo, Žďár nad Sázavou.
- **Regionální centrum Ostrava:** Bruntál, Frýdek-Místek, Jeseník, Karviná, Nový Jičín, Olomouc, Opava, Ostrava-město, Přerov, Šumperk, Vsetín.

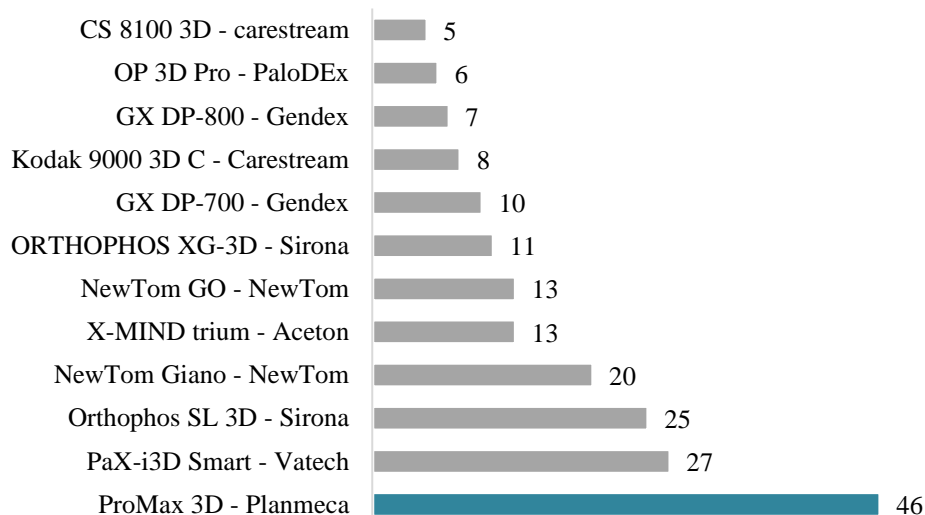


Graf 5.2: Počet CBCT přístrojů v jednotlivých regionálních centrech, zpracování vlastní, zdroj: SÚJB

Na českém trhu se vyskytuje aktuálně několik typů CBCT přístrojů od různých výrobců, jejich zastoupení je vyjádřeno v následujících dvou grafech. Grafy vycházejí pouze ze součtu 191 jakožto nejvíce zastoupených typů. Zbylých 108 připadá na jiné typy, které nejsou tak časté.



Graf 5.3: Zastoupení výrobců CBCT na českém trhu, zpracování vlastní, zdroj: SÚJB



Graf 5.4 Konkrétní typy CBCT v ČR,
zpracování vlastní, zdroj: SÚJB

5.3 Kritéria pro multikriteriální rozhodování

Kritéria uvedená níže byla stanovena na základě diskuze odborníků (stomatologové – specialisté, zástupci distributorů jednotlivých výrobců prodávající rentgenové přístroje)

Vybraná kritéria:

- rozlišení – velikost voxelu,
- radiační dávka,
- FOV (Field-Of-View),
- fixace pacienta,
- technologie detektoru,
- bitová hloubka,
- čas snímkování,
- ohnisko,
- napětí a proud anody,
- nastavení expozičních hodnot,
- cena.

5.3.1 Rozlišení – velikost voxelu

Rozlišení snímku závisí na velikosti voxelu, který označuje nejmenší částici trojdimenzionálního zobrazení, tak jako pixel ve dvoudimenzionálním prostoru (např. u OPG snímků). U CBCT se jedná o izotropní voxel, který je ve všech směrech stejně velký. Díky této vlastnosti je možno vést jednotlivé řezy libovolným směrem při zachování rozlišení. Čím menší je velikost voxelu, tím větší bude mít obraz rozlišení. Struktury menší, než je velikost voxelu, nebudou při skenování zobrazeny (např. trhlinka ve sklovině) [44].

Systémy s největším rozlišením mají voxel o velikosti 0,075 mm. Toto rozlišení se používá především v endodoncii, protože je zde nutná nejvyšší kvalita zobrazení. Naopak pro ortodoncii je dostačující nižší rozlišení, protože je zde potřeba zachytit větší oblast a zároveň zde není tolik kladen důraz na detailní anatomické struktury [45].

5.3.2 Radiační dávka

Na velikosti radiační dávky, kterou pacient získá během snímkování, má vliv mnoho faktorů, a to: velikost pacienta, FOV (šířka, výška), použití ochranného límce, úhel skenování, rozlišení, voxel, napětí a proud rentgenky. Radiační dávka by měla být co možná nejnižší, respektive měla by být tak nízká, jak je možné pro získání dostatečně kvalitního snímku [47, 48].

Díky mnoha proměnným, které jsou výše zmiňovány, nelze hodnoty radiační dávky paušalizovat, musely by se srovnávat přístroje při absolutně stejném FOV a stejném nastavením expozičních parametrů (napětí, proud, expoziční čas...). Z tohoto důvodu nebude radiační dávka zařazena do multikriteriálního hodnocení.

Jako ukázka poslouží tabulka 5.3 zobrazující změnu radiační dávky v závislosti na nastavení anodového napětí a proudu při stejném čase snímání a stejném FOV.

Tabulka 5.3: Radiační dávky přístroje PaX-i3D Smart v závislosti na napětí a proudu, zdroj: [48]

FOV 100 x 85 mm, 16, 4 s				
mA	4	6	8	10
kV	(mGy)	(mGy)	(mGy)	(mGy)
60	2,1	3,2	4,2	5,1
70	3,2	4,6	6,1	7,7
80	4,3	6,3	8,4	10,5
90	5,5	8,2	10,9	13,5

5.3.3 FOV (Field-Of-View)

Field-Of-View neboli velikost zorného pole je mnohdy nejdůležitějším parametrem CBCT přístroje. Jedná se o anatomickou oblast, která bude ozářena. Základní klasifikace FOV:

- **Malé** – zobrazuje přibližně 5 zubů (5 cm x 5 cm x 5 cm). Používá se například pro endodontické účely a implantaci jednoho zubu;
- **Střední** – zobrazuje jeden nebo oba zubní oblouky (přibližně 8 cm x 8 cm x 8 cm). Často bývá indikováno pro plánování více implantátů;
- **Velké** – zobrazuje maxilofaciální oblast (přibližně 15 cm x 15 cm x 15 cm). Využíváno především v orální chirurgii;
- **Rozšířený** – zachycuje téměř celou lebku (přibližně 20 cm x 20 cm x 20 cm). Využívaný například v ortodontii [49].

Rozdělení přístrojů dle velikostí FOV je mnohem více než zmiňuje základní klasifikace, liší se u jednotlivých výrobců, ale i typů přístrojů. Při výběru CBCT přístroje je důležité zvolit zařízení, které má FOV odpovídající zamýšlenému použití. Není vhodné snímkovat celou maxilofaciální oblast, aby se usnadnila diagnostika a naplánovala léčba pro umístění jednoho implantátu či kvůli endodontickému ošetření jednoho zubu. Použití menšího FOV také snižuje množství vytvořených dat, protože se zaznamenává méně voxelů, zároveň menší objemy mají obvykle lepší kvalitu obrazu díky méně rozptýlenému záření. Vysoké rozlišení se doporučuje používat pouze na malých FOV [49,50].

Nastavení velikosti FOV je mimořádně důležitý parametr především z hlediska možnosti omezení nadbytečné dávky rentgenového záření působící na pacienta. Přístroj musí být z hlediska nastavení FOV nastaven tak, aby lékař získal potřebnou informaci ze snímku a pacient zároveň obdržel nejmenší možnou dávku rtg záření. Každý přístroj má několik možností nastavení FOV, které snímají různě velkou plochu. Pro multikriteriální rozhodování bylo potřeba mít jednu hodnotu, ta byla získána součtem těchto ploch.

5.3.4 Fixace pacienta

Fixace – stabilita pacienta při vyšetření CBCT je velmi podstatná. Spolu s parametry přístroje a softwarem ovlivňuje kvalitu snímku, při pohybu pacienta dochází ke snížení rozlišení. S fixací souvisí poloha pacienta během snímání. Dle polohy a konstrukce tedy dělíme CBCT přístroje na tři základní druhy:

- **CBCT pro snímání pacienta vsedě,**
- **CBCT pro snímání pacienta vestoje,**
- **CBCT pro snímání pacienta vleže.**

U hybridních přístrojů je typická poloha vsedě či vestoje. Nejrozšířenější je poloha, při které pacient během vyšetření sedí. Hlavním důvodem je přirozená poloha pacienta, poloha měkkých tkání obličeje ovlivněné gravitací a zároveň větší stabilita oproti poloze ve stoje. Naopak využití CBCT přístroje vleže je ve stomatologii minimální, protože u ležícího pacienta dochází k anatomickým změnám tkání. Této polohy se využívá např. při vyšetření pacientů s obstrukční spánkovou apnoe, protože v ležící poloze jsou dýchací cesty v přirozené poloze a stejně tak jako při spánku ovlivněné gravitací. Zařízení, která vyžadují ležícího pacienta, jsou prostorově náročnější. Samotná fixace hlavy pacienta pro snímkování je u každé přístroje různá. Kontrola správné fixace pacienta probíhá buď přímo tváří v tvář, anebo proti zrcadlu za pomoci laserových paprsků.

Jelikož čas snímkování je u CBCT snímků delší než například u panoramatického zobrazování, je možná důležitější než samotná poloha pacienta (vsedě, vestoje, vleže) použitý mechanismus opěrky hlavy. U všech systémů je důležité, co nejvíce zamezit pohybu hlavy pacienta, protože jakýkoliv pohyb zhoršuje kvalitu výsledného obrazu [45, 51, 52]

Na základě konzultace s odborníky byla stanovena následující hodnotící škála pro pozici pacienta při snímkování, která byla využita v multikriteriálním hodnocení:

- 1 = vestoje,
- 2 = vsedě, vestoje,
- 3 = vsedě, vestoje, invalidní vozík.

Přičemž dle škály 1 = nejhorší možnost a 4 = nejlepší možnost.

5.3.5 Technologie detektoru

Souvisí s digitálním zobrazením snímků. Dříve se využívalo klasické analogové zobrazování, které bylo nahrazeno nepřímou digitalizací (CR, Computed Radiography), která je v současné době nahrazována ještě vyspělejší technologií, a to tzv. přímou digitalizací (DR, Direct Radiography), které dále dělíme dle způsobu převodu radiačního záření na elektrický signál. Kdy detektory s přímou konverzí převádějí rentgenové záření přímo na signál elektrický a detektory s nepřímou konverzí absorbují záření ve scintilátoru a až následně jsou světelné záblesky převedeny na signál elektrický. Tato digitalizace pracuje na bázi obrazových detektorů sestavených do ploché matice (FPD, Flat Panel Detektor). U CBCT se v současnosti převážně využívají flat panel detektory, protože poskytují větší dynamický rozsah než CCD technologie, jejichž nevýhodou, že geometricky zkreslují [46,52].

Konkrétně se v nejmodernějších CBCT přístrojích nachází CMOS flat panel, který má vyšší rychlost odečtu a nižší šum díky mnohem vyšší mobilitě elektrického náboje oproti flat panelu s amorfním křemíkem, který je v pořadí dalším zastoupeným

detektorem na trhu CBCT přístrojům. Vyšší rychlost odečtu zaručuje rychlejší skenování. Nevýhodou CMOS je omezená velikost a tvrdost záření. Naopak amorfní křemík je vysoce odolný proti RTG záření [52].

Jelikož veškeré vybrané varianty mají flat panel, toto kritérium bylo v rámci multikriteriálního rozhodování vynecháno.

5.3.6 Bitová hloubka

Bitová hloubka je pojem, který je definován jako počet zachycení odstínu šedé. U CBCT přístrojů se jedná o významný parametr, který rozhoduje, jak moc je výsledný snímek detailní. Současné přístroje se pohybují v rozmezí 12–16 bitů, kdy 16 bitů mají přístroje s nejvyšším rozlišením [45]. Níže je uvedena přehledová tabulka 5.4.

Tabulka 5.4: Bitová hloubka, zdroj: [45]

Počet bitů	Počet odstínů šedé
1	2
2	4
3	8
4	16
5	32
8	256
12	4 096
14	16 384
16	65 536

5.3.7 Doba snímkování

Čas skenování je srovnatelný s OPG snímkováním, jelikož CBCT získává informace z jediné rotace, což je žádoucí, jelikož se omezují artefakty způsobené pohybem pacienta. Čas skenování se pohybuje mezi 5–40 s [52,53].

Vzhledem k tomu, že čas potřebný ke snímkování není konstantní a souvisí s konkrétním nastavením parametrů u daného vyšetření, je v multikriteriálním rozhodování počítáno s časem průměrným.

5.3.8 Ohnisko

Ohnisko rentgenky se nachází na anodovém terčíku, kam dopadají urychlené elektrony uvolněné na katodě za současného vzniku fotonů RTG záření. Čím menší je ohnisko, tím větší je rozlišení výsledného snímku, protože je zde menší geometrická neostrost [54].

5.3.9 Napětí a proud anody

Velikost napětí určuje schopnost penetrace (kvalitu) rentgenového paprsku a „tvrdość“ záření, udává se v kV (kilovolt). Při použití vysokého napětí bude výsledný snímek více detailní, zachytí více odstínů šedé a bude zde menší kontrast než při použití nižšího napětí. S vyšším napětím, ale také roste radiační dávka, jak již naznačuje tabulka 5.3. Ideální napětí je přesně přizpůsobené konkrétním druhům látek a konkrétním vyšetřením, například pro mamografii je zapotřebí nižší napětí než pro dentální RTG.

Proud představuje intenzitu (množství) vyprodukovaného záření, udává se v mA (miliampér). Dále se také setkáváme s jednotkou mAs (miliampér sekunda), kdy je proud násobený časem expozice. Je vhodné, aby mA byly vždy nastaveny co nejvýše, vhodně ke každému typu vyšetření, jelikož to má souvislost s celkovým časem snímkování, které je poté kratší, čímž se vyhýbáme artefaktům na rentgenovém snímku [55].

Toto kritérium bylo vynecháno v rámci samotného multikriteriálního rozhodování, protože je to individuální u každého vyšetření. Udávané hodnoty vybraných přístrojů jsou téměř totožné.

5.3.10 Nastavení expozičních hodnot

Princip ALARA vyžaduje, aby expoziční faktory CBCT byly upraveny na základě velikosti pacienta. Toho lze dosáhnout vhodným výběrem proudu (mA) a napětí anody (kV). Toto nastavení probíhá buď automaticky či manuálně. V současnosti je k dispozici téměř ve všech vyráběných CBCT přístrojích tzv. automatická kontrola expozice (AEC, Automatic Exposure Control), kdy dochází k automatickému snižování dávky správnou volbou nastavení s ohledem na pacienta, a to např. věk (dítě, dospělý), velikost pacienta (hubený, obézní). Stejně tak jako jiné parametry, tak i nastavení expozičních hodnot ovlivňuje kvalitu snímků. Některé technologie jsou schopny upravovat automaticky v reálném čase parametry dle morfologie pacientů. Jiné vyžadují po obsluze, aby zvolila z již předdefinovaných režimů. Pro dosažení maximální efektivity a bezpečnosti je nejvhodnější automatická detekce a automatické přizpůsobení konkrétnímu vyšetření [19, 45, 56].

Na základě konzultace s odborníky byla stanovena následující hodnotící škála, která byla využita v multikriteriálním hodnocení, pro nastavení expozičních hodnot:

- 1 = předvolené režimy,
- 2 = individuální nastavení, přednastavené režimy,
- 3 = předvolené režimy s možností úpravy,
- 4 = automatické.

Přičemž dle škály 1 = nejhorší možnost a 4 = nejlepší možnost.

5.4 Varianty pro multikriteriální rozhodování

Do užšího výběru pro multikriteriální rozhodování byly vybrány přístroje, které se dle základní klasifikace řadí mezi střední a velké FOV. Jelikož jsou přístroje hybridní, tak uvedené parametry souvisí s CBCT snímkováním (3D), nikoliv pro OPG snímek (2D). Technická a nákladová data jednotlivých přístrojů byla zjištěna na základě komunikace s jednotlivými dodavateli a z veřejně dostupných zdrojů.

5.4.1 Vatech

Druhým nejčastěji zastoupeným modelem v České republice je přístroj PaX-i3D Smart, který byl vybrán i do multikriteriálního hodnocení diplomové práce. Dalším modelem tohoto výrobce, který byl vybrán pro multikriteriální rozhodování, je Green 16. Jejich technická a nákladová data jsou uvedena v tabulce 5.5.

Tabulka 5.5: Vatech – technická a nákladová data

Vatech	PaX-i3D Smart	Green 16
Velikost voxelu	0,3 mm; 0,2 mm; 0,08 mm	0,3 mm / 0,2 mm (160 x 90 mm; 120 x 90 mm) 0,12 mm / 0,2 mm (80 x 90 mm) 0,08 mm / 0,12 mm (50 x 50 mm)
Efektivní dávka	–	–
FOV	100 x 85 mm 100 x 70 mm (dítě) 80 x 80 mm 50 x 50 mm	160 x 90 mm 120 x 90 mm 80 x 90 mm 50 x 50 mm
Fixace pacienta	vsedě, vestoje	vsedě, vestoje
Technologie detektoru	CMOS flat panel	CMOS flat panel
Bitová hloubka	14 bit	14 bit
Čas snímkování	18 s	9 s (16 x 9 ~ 12 x 9) 4,9 s (5 x 5~8 x 9)
Ohnisko	0,5 mm,	0,5 mm
Napětí a proud anody	60 ~ 99 kV, 4 ~ 16 mA	60 ~ 99 kV, 4 ~ 16 mA
Nastavení expozičních parametrů	Individuálně, přednastavené režimy	Individuálně, přednastavené režimy
Cena	1 200 000 Kč	1 600 000 Kč

5.4.2 Planmeca

Nejvíce zastoupený model Planmeca ProMax 3D se již nevyrábí. Do multikriteriálního rozhodování byly vybrány následující modely, viz tabulka 5.5.

Tabulka 5.6: Planmeca – technická a nákladová data

Planmeca	ProMax 3D Classic	ProMax 3D Plus
Velikost voxelu	0,075 mm ¹ ; 0,1 mm ² ; 0,15 mm; 0,2 mm; 0,4 mm	0,075 mm ¹ ; 0,1 mm ² ; 0,15 mm; 0,2 mm; 0,4 mm; 0,6 mm ³
Efektivní dávka	LD ⁴ děti: 12 μSv (FOV 34 x 42 mm) 19 μSv (FOV 68 x 68 mm) LD dospělí: 13 μSv (FOV 40 x 50 mm) 36 μSv (FOV 80 x 80 mm) ND ⁵ děti: 41 μSv (FOV 34 x 42 mm) 126 μSv (FOV 68 x 68 mm) ND dospělí: 84 μSv (FOV 40 x 50 mm) 233 μSv (FOV 80 x 80 mm)	–
FOV	50 x 80 mm (dětský mód 42 x 68 mm) 50 x 50 mm (42 x 42 mm) 80 x 80 mm (68 x 68 mm)	40 x 50 mm (34 x 52 mm) 40 x 70 mm (34 x 60 mm) 70 x 50 mm (60 x 42 mm) 70 x 70 mm (60 x 60 mm) 90 x 50 mm (75 x 42 mm) 90 x 90 mm (75 x 75 mm) 140 x 50 mm
Fixace pacienta	vsedě, vestoje, invalidní vozík	vsedě, vestoje, invalidní vozík
Technologie detektoru	CMOS flat panel	CMOS flat panel
Bitová hloubka	15 bit	16 bit
Čas snímkování	9–37 s	9–33 s
Ohnisko	0,5 mm,	0,5 mm
Napětí a proud anody	54–90 kV, 1–14 mA	54–90 kV, 1–14 mA
Nastavení expozičních parametrů	Předvolené režimy dle velikosti s možností úpravy	I Předvolené režimy dle velikosti s možností úpravy
Cena	1 686 250 Kč	2 358 750 Kč

¹ Vyžaduje endodontickou snímkovací licenci, použití pouze při FOV 50 x 50.

² Pouze při FOV 50 x 50 a 50 x 80.

³ Pouze při FOV 140 x 50 a 140 x 90.

⁴ Low dose – nízká dávka.

⁵ Normal dose – normální dávka (při vyšším rozlišení).

5.4.3 Dentsply Sirona

Třetím nejvíce zastoupeným modelem na českém trhu je přístroj Orthophos SL 3D od firmy Dentsply Sirona, tento model byl vybrán do multikriteriálního rozhodování a jeho technická a nákladová data jsou uvedena v tabulce 5.7.

Tabulka 5.7: Dentsply Sirona – technická a nákladová data

Dentsply Sirona	Orthophos SL 3D
Velikost voxelu	0,16 mm; 0,08 mm (v HD módu)
Efektivní dávka	LD: 3–20 μ Sv SD: 23–145 μ Sv HD: 57–273 μ Sv
FOV	110 x 100 mm 110 x 80 mm 110 x 75 mm 80 x 80 mm 80 x 55 mm 50 x 55 mm
Fixace pacienta	vestoje, vsedě, invalidní vozík
Technologie detektoru	Flat panel
Bitová hloubka	16 bit
Čas snímkování	2–14 s
Ohnisko	0,5 mm
Napětí a proud anody	60–90 kV, 3–16 mA
Nastavení expozičních parametrů	Předvolené režimy
Cena	1 875 500 Kč

5.4.4 NewTom

Od výrobce NewTom, který pokrývá 17 % CBCT přístrojů v ČR, byly vybrány následující modely, viz tabulka 5.8.

Tabulka 5.8: NewTom – technická a nákladová data

NewTom	NewTom GO3D	NewTom Giano HR
Velikost voxelu	0,16 mm; 0,08 mm	0,068–0,3 mm
Efektivní dávka	9 μ Sv (FOV 60 x 60 mm; voxel 0,16 mm) 27 μ Sv (FOV 60 x 60 mm; voxel 0,08 mm) 35 μ Sv (FOV 100 x 100 mm; voxel 0,16 mm) 80 μ Sv (FOV 100 x 100 mm; voxel 0,08 mm)	–
FOV	100 x 100 mm 100 x 70 mm 100 x 60 mm 80 x 100 mm 80 x 70 mm 80 x 60 mm 60 x 70 mm 60 x 60 mm	160 x 180 mm 130 x 160 mm 160 x 100 mm 90 x 160 mm 150 x 60 mm 130 x 80 mm 100 x 100 mm 100 x 80 mm 100 x 60 mm 80 x 60 mm 70 x 60 mm 60 x 60 mm 40 x 40 mm
Fixace pacienta	vsedě, vestoje, invalidní vozík	vsedě, vestoje, invalidní vozík
Technologie detektoru	CMOS flat panel	CMOS flat panel
Bitová hloubka	16 bit	16 bit
Čas snímkování	6,4–16,8 s	3,6–28,8 s
Ohnisko	0,6 mm	0,5 mm, fixní
Napětí a proud anody	90 kV, pulzní režim 4–15 mA	90 kV, pulzní režim 2–16 mA
Nastavení expozičních parametrů	Automatické	Automatické
Cena	1 300 000 Kč	1 800 000 Kč

5.5 TOPSIS

Jelikož se CBCT přístroje nachází na zubních klinikách, kde se sdružuje více různých specializací, byl dle metody TOPSIS také vybírán přístroj, který by splňoval požadavky pro více stomatologických odvětví.

Dle bodovací metody byly stanoveny jednotlivé váhy pomocí vzorce 4.4 pro stanovená kritéria. Body udělovali odborníci, kteří se podíleli na volbě kritérií pro multikriteriální rozhodování CBCT přístrojů. Bodová stupnice byla stanovena v intervalu $<0;10>$. Výsledné body a váhy jsou uvedeny v tabulce 5.9.

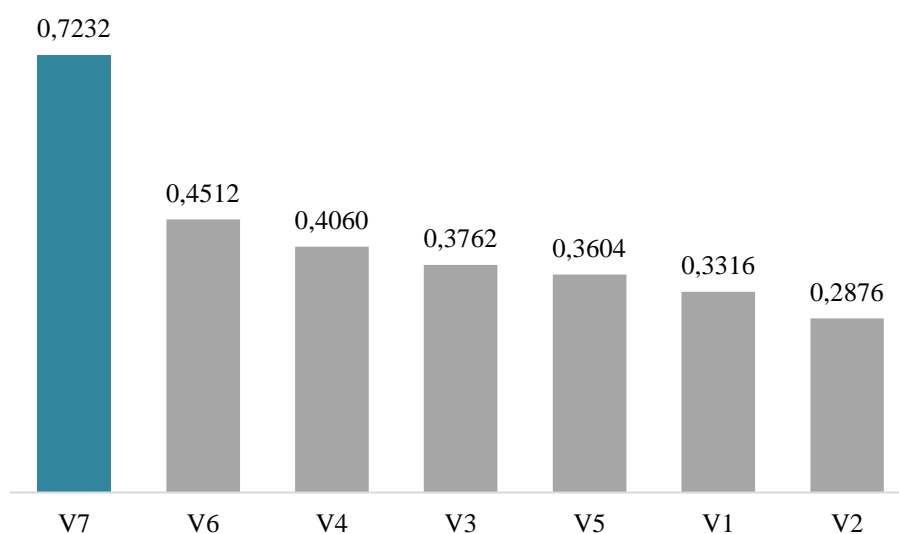
Tabulka 5.9: Kritéria a jejich váhy

	Kritérium	Body	Váha
K1	Velikost voxelu	8	0,15
K2	FOV	9	0,16
K3	Fixace pacienta	7	0,13
K4	Bitová hloubka	5	0,09
K5	Čas snímkování	8	0,15
K6	Ohnisko	2	0,04
K7	Nastavení expozičních hodnot	6	0,11
K8	Cena	10	0,18

Následující tabulka 5.9 a graf 5.5 představují výsledky pomocí metody TOPSIS dle vzorců 4.5–4.9. Výsledky jsou seřazeny od nejlepší varianty po nejhorší. Nejlepší variantou je přístroj NewTom Giano HR, který je nejméně vzdálený od ideální varianty s relativním ukazatelem 0,7232. Naopak nejhorší možnou variantou je přístroj ProMax 3D Plus s relativním ukazatelem 0,2876, který je nejdálenější od ideální varianty.

Tabulka 5.10: Výsledky TOPSIS

Pořadí	Varianta	Přístroj	Relativní ukazatel
1.	V7	NewTom Giano HR	0,7232
2.	V6	NewTom Go 3D	0,4512
3.	V4	Green 16	0,4060
4.	V3	Pax-i3D Smart	0,3762
5.	V5	Orthophos SL 3D	0,3604
6.	V1	ProMax 3D Classic	0,3316
7.	V2	ProMax 3D Plus	0,2876



Graf 5.5: Výsledky TOPSIS

5.6 Analýza nákladové efektivity (CEA) a výpočet ICER

Na základě metody TOPSIS byly stanoveny efekty jednotlivých variant, kdy z kritérií pro výpočet efektu byla vyřazena cena přístroje, protože ta dále vstupuje do výpočtu jako náklad na pořízení přístroje. Váha byla vypočítaná za pomoci vzorce 4.4. Jednotlivá kritéria jejich body a váhy jsou znázorněny v tabulce 5.11.

Tabulka 5.11: Kritéria a jejich váhy pro výpočet CEA

	Kritérium	Body	Váha
K1	Velikost voxelu	8	0,18
K2	FOV	9	0,20
K3	Fixace pacienta	7	0,16
K4	Bitová hloubka	5	0,11
K5	Čas snímkování	8	0,18
K6	Ohnisko	2	0,04
K7	Nastavení expozičních hodnot	6	0,13

CEA je vypočítána pomocí vzorce 4.10. jako poměr nákladů (ceny) k míře účinku (efektu). Efekt byl stanoven pomocí vzorců 4.5–4.9. Pro přehlednost byly varianty seřazeny podle pořizovací ceny od nejnižší po nejvyšší. Přístroj s největším efektem 0,7099 je NewTom Giano HR jehož nákladová efektivita je 2535500. Veškeré výsledky nákladové analýzy znázorňuje tabulka 5.12.

Tabulka 5.12: Výsledky CEA dle efektu TOPSIS

Pořadí	Varianta	Přístroj	Cena (Kč)	Efekt	CEA
6.	V3	Pax-i3D Smart	1 200 000	0,1900	6 315 334
2.	V6	NewTom Go 3D	1 300 000	0,3702	3 511 278
3.	V4	Green 16	1 600 000	0,3582	4 466 316
5.	V1	ProMax 3D Classic	1 686 250	0,2928	5 759 535
1.	V7	NewTom Giano HR	1 800 000	0,7099	2 535 500
4.	V5	Orthophos SL 3D	1 875 000	0,3987	4 702 307
7.	V2	ProMax 3D Plus	2 358 750	0,3336	7 069 725

Výstupem nákladové analýzy je ICER, který byl vypočítán dle vztahu 4.13. Komparátorem jsou zde přístroje, které byly v práci hodnoceny. Hodnota ICER říká, kolik stojí každá další jednotka efektu. Přístroje se zápornou hodnotou jsou nákladově neefektivní. Například přístroj Green 16 vs NewTom Go 3D – kde Green 16 poskytuje méně efektu a je dražší. Veškeré výsledné hodnoty jsou uvedené v tabulce 5.13

Tabulka 5.13: Výsledky ICER

Přístroj	Komparátor					
	Pax-i3D Smart	NewTom Go 3D	Green 16	ProMax 3D Classic	NewTom Giano HR	Orthophos SL 3D
Pax-i3D Smart	NA	NA	NA	NA	NA	NA
NewTom Go 3D	554 871	NA	NA	NA	NA	NA
Green 16	2 377 790	-25 003 120	NA	NA	NA	NA
ProMax 3D Classic	4 731 823	-4 986 429	-1 317 563	NA	NA	NA
NewTom Giano HR	1 154 056	1 471 958	568 695	272 688	NA	NA
Orthophos SL 3D	3 233 893	20 171 994	6 789 559	1 781 247	-241 019	NA
ProMax 3D Plus	8 067 758	-28 931 832	-30 848 338	16 456 383	-1 484 939	-7 430 932

5.7 Výběr vhodné technologie pro vybraná odvětví stomatologie

Na základě vědomostí získaných během psaní diplomové práce a diskuze stomatologických lékařů – specialistů, bylo pro konkrétní odvětví sestaveno schéma, které může pomoci při koupi přístroje pro konkrétní specializaci ve stomatologii.

Schéma 1: Endodoncie

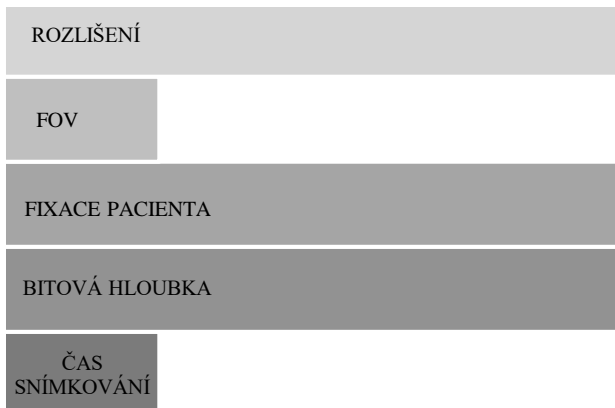


Schéma 2: Implantologie

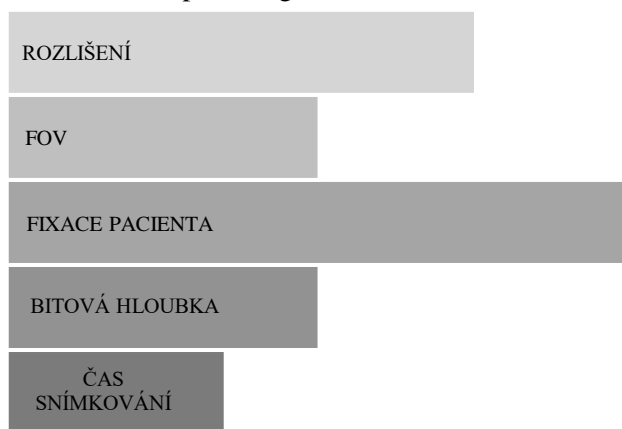


Schéma 3: Stomatochirurgie



Pro výše zmíněné specializace byly vybrány následující přístroje, které byly dále zpracovány podle metody TOPSIS. Byl stanoven efekt, CEA a ICER. Porovnávání technologie byly seřazeny vzestupně podle hodnot nákladů (pořizovací ceny). Nejdůležitějším rozhodovacím parametrem při výběru pro jednotlivá odvětví stomatologie je rozlišení a FOV. Výsledky jsou rozděleny do jednotlivých podkapitol a znázorněny v tabulkách 5.14–5.19.

5.7.1 Endodoncie

Do výběru odpovídajícím požadavkům byly vybrány přístroje NewTom Go 3D, ProMax 3D Classic od firmy Planmeca a Orthophos SL 3D od firmy Dentsply Sirona.

Tabulka 5.14: Přístroje CBCT pro endodontistu – výsledky TOPSIS a CEA

Varianta	Přístroj	Efekt	Cena (Kč)	CEA	Pořadí
V6	NewTom Go 3D	0,5999	1 300 000	2 166 997	1.
V1	ProMax 3D Classic	0,5195	1 686 250	3 246 150	2.
V5	Orthophos SL 3D	0,2694	1 875 000	6 959 582	3.

Z tabulky 5.14 vyplývá, že nejvhodnější technologií pro specialistu v oboru endodoncie je přístroj NewTom Go 3D (efekt 0,5999; CEA 2 166 997), druhý v pořadí je ProMax 3D Classic (efekt 0,5195; CEA 3 246 150) a nejméně vhodný z tohoto výběru přístrojů je Orthophos SL 3D (efekt 0,2694; CEA 6 959 582). V tabulce 5.15 jsou uvedené hodnoty ICER. Hodnota ICER říká, kolik stojí každá další jednotka efektu, kterou nám poskytuje účinnější technologie oproti komparátoru. V tabulce 5.15 jsou všechny hodnoty záporné. Znázorňují, že porovnávaná varianta vykazuje vyšší náklady za poskytnutí nižších efektů, než je tomu u varianty představující komparátor.

Tabulka 5.15: Přístroje CBCT pro endodontistu – výsledky ICER

Přístroj	Komparátor	
	NewTom Go 3D	ProMax 3D Classic
NewTom Go 3D	NA	NA
ProMax 3D Classic	-4 801 295	NA
Orthophos SL 3D	-1 739 810	-754 853

5.7.2 Implantologie

Do užšího výběru, který odpovídá požadavkům pro implantologii, byly vybrány přístroje Pax-i3D Smart od firmy Vatech, dále NewTom Go 3D a Orthophos SL 3D.

Tabulka 5.16: Přístroje CBCT pro implantologa – výsledky TOPSIS a CEA

Varianta	Přístroj	Efekt	Cena (Kč)	CEA	Pořadí
V3	Pax-i3D Smart	0,1901	1 200 000	6 313 131	3.
V6	NewTom Go 3D	0,6870	1 300 000	1 892 410	1.
V5	Orthophos SL 3D	0,6264	1 875 000	2 993 272	2.

Z tabulky 5.16 vyplývá, že nejvhodnějším přístrojem pro implantologa je NewTom Go 3D (efekt 0,6870; CEA 1 892 410), druhý v pořadí je Orthophos SL 3D (efekt 0,6264; CEA 2 993 272) a nejméně vhodný je z tohoto výběru přístroj Pax-i3D Smart s výrazně nižším efektem (efekt 0,1901, CEA 6 313 131). Hodnoty ICER pro dané technologie jsou uvedeny v tabulce 5.17.

Tabulka 5.17: Přístroje CBCT pro implantologa – výsledky ICER.

Přístroj	Komparátor	
	Pax-i3D Smart	NewTom Go 3D
Pax-i3D Smart	NA	NA
NewTom Go 3D	201 258	NA
Orthophos SL 3D	1 547 013	-949 6275

5.7.3 Stomatochirurgie

Do užšího výběru, který odpovídá požadavkům pro stomatochirurgii, byly vybrány přístroje s velkým FOV, konkrétně přístroj Green 16 od firmy Vatech, dále NewTom Giano HR a od firmy Planmeca ProMax 3D Plus.

Tabulka 5.18: Přístroje CBCT pro stomatochirurga – výsledky TOPSIS a CEA

Varianta	Přístroj	Efekt	Cena	CEA	Pořadí
V4	Green 16	0,4293	1 600 000	3 727 199	2.
V7	NewTom Giano HR	0,6817	1 800 000	2 640 560	1
V2	ProMax 3D Plus	0,2615	2 358 750	9 021 674	3.

Z tabulky 5.18 vyplývá, že nejvhodnějším přístrojem pro stomatochirurga je NewTom Giano HR (efekt 0,6817; CEA 2 640 560), následuje Green 16 od firmy Vatech (efekt 0,4293; CEA 3 727 199) a třetí v pořadí je Promax 3D Plus firmy Planmeca (efekt 0,2615; CEA 9 021 674). Hodnoty ICER jsou uvedeny v tabulce 5.19.

Tabulka 5.19: Přístroje CBCT pro stomatochirurga – výsledky ICER.

Přístroj	Komparátor	
	Green 16	NewTom Giano HR
Green 16	NA	NA
NewTom Giano HR	792 403	NA
ProMax 3D Plus	-4 521 130	-1 329 661

Nejvhodnějším přístrojem na základě multikriteriálního rozhodování pro endodoncii je NewTom Go 3D, který díky svým parametrům je z variant hodnocených v této práci nejvhodnějším i pro implantologii. Pro stomatochirurgii je nejvhodnějším přístrojem NewTom Giano HR.

6 Diskuse

V rámci diplomové práce bylo zjištěno, že na zubní klinice, která má ve své zdravotnické péči 5505 pacientů, bylo provedeno 1398 OPG vyšetření a 87 CBCT vyšetření za rok 2018. V následujícím roce počet vyšetření vzrostl na 1410 OPG vyšetření a 98 CBCT vyšetření. Průzkum byl prováděn v relativně krátkém časovém horizontu – 2 let. Nicméně můžeme pozorovat trend růstu v počtu rentgenových vyšetření jak u OPG tak CBCT. Poměr v počtu ošetření mezi OPG a CT je poměrně zřetelný, jelikož OPG snímek se zhotovuje jedenkrát za dva roky na preventivní prohlídce nebo v případě indikace častěji. CBCT vyšetření je indikováno pouze v případech, kdy je 2D zobrazení nedostačující. Předpokládám, že počet RTG vyšetření bude mít stále vzrůstající tendenci. Jednak kvůli větší ochotě pacientů si stomatologické zákroky a vyšetření platit, ale také kvůli nástupu mladší generace zubních lékařů, kteří častěji využívají nové technologie, postupy a také radiodiagnostiku.

CBCT vyšetření není na rozdíl od OPG propláceno zdravotními pojišťovnami. Úhrada pojišťovnou za zhotovení a vyhodnocení snímku OPG je nyní 365 Kč [38]. Na zubní klinice bylo zjištěno, že cena vyšetření CBCT je stanovena na 1500 Kč. V rámci průzkumu byly také zjištěny ceny na konkurenčních klinikách v Brně. Průměrná cena za CBCT vyšetření je zde 1156 Kč. Peterson [34] ve své studii zabývající se náklady v Dánsku za tato vyšetření stanovil cenu za CBCT 184,44 EUR (4 830 Kč, kdy EURO = 26,185 Kč) a OPG 49,29 EUR (1 291 Kč).

Nejčastější indikací v rámci zubní kliniky bylo endodontické ošetření (45,57 %), dále implantace zubu (41,08 %) a třetí nejčastější indikací je extrakce třetích molárů (7,57 %). Dalšími indikacemi zaujímající pouze počet vyšetření v rámci jednotek za dva roky jsou: komplikovaná extrakce jiného zubu než třetího moláru, poloha retinovaného zubu, úraz zubu, pro vyloučení cervikální resorbce a pro vyloučení fokusu.

Při zjišťování radiační zátěže pacienta při CBCT vyšetření přístrojem Planmeca ProMax 3D bylo ze softwaru možné získat pouze hodnotu DAP, která udává součin dávky a snímkané plochy. Průměrná hodnota na jedno vyšetření je 1067,35 mGy·cm². Při průzkumu nebyl brán ohled na velikost zorného pole (FOV), tudíž výsledky nelze plně srovnávat s Ludlowem, který uvádí hodnotu DAP pro velké FOV 1240 mGy·cm² a pro střední FOV 574 mGy·cm²[27].

Efektivní dávky nebylo možné z dostupných dat jednotlivých vyšetření na zubní klinice získat. Srovnávat lze tedy udávané efektivní dávky jednotlivých přístrojů, které byly vybrány do multikriteriálního rozhodování. Efektivní dávka se zde pohybuje v rozmezí 3–273 μSv. Samotná dávka závisí na mnoha faktorech, například na velikosti pacienta, FOV, rozlišení, napětí a proudu rentgenky. Do multikriteriálního rozhodování byly vybrány přístroje s maximálně středním FOV, proto jsou zde efektivní dávky menší,

než které udává např. Ludlow [27] ve své metaanalýze (46–1073 μSv). Odborná literatura udává pro 3D snímek minimální dávku 36–105 μSv [18].

Veškeré rentgenové zařízení musí být dle atomového zákona registrováno u SÚJB. Registr obsahuje 299 CBCT přístrojů. Největší koncentrace je v okolí velkých měst (regionální centrum Praha – 109 přístrojů; regionální centrum Brno – 56 přístrojů). Nejvíce zastoupeným výrobcem na území České republiky je firma Planmeca (24 %), následují firmy Sirona (19 %), NewTom (17 %) a Vatech (14 %). Zbylí výrobci, jako Gendex, Aceton, Carestream a Kavvo, zabírají méně než 10 %. Vůbec nejčastěji vyskytujícím se modelem v ordinacích zubních lékařů v ČR je Planmeca ProMax 3D, který se však už nevyrábí.

Do multikriteriálního rozhodování byly vybrány přístroje: ProMax 3D Classic, ProMax 3D Plus, Pax-i3D Smart, Green 16, Orthophos SL 3D, NewTom Go 3D, NewTom Giano HR. Dle metody TOPSIS je nejefektivnější přístroj NewTom Giano HR (relativní ukazatel 0,7232). Druhý v pořadí od stejného výrobce je NewTom Go 3D (relativní ukazatel 0,4512). Třetím v pořadí je Green 16 (relativní ukazatel 0,4060) od firmy Vatech. Čtvrtým v pořadí je od stejné firmy přístroj Pax-i3D Smart (relativní ukazatel 0,3762). Pátým v pořadí je Orthophos SL 3D (relativní ukazatel 0,3604) od firmy Dentsply Sirona. Šestým v pořadí je od firmy Planmeca přístroj ProMax 3D Classic (relativní ukazatel 0,3316). Poslední tzn. nejméně efektivním přístrojem je od stejné firmy přístroj ProMax 3D Plus. NewTom Giano HR je přístroj, který nejlépe splňuje veškeré požadavky pro zubní kliniky, na kterých se setkávají různí specialisté (endodontista, implantolog, chirurg...).

Pro analýzu nákladové efektivity byly stanoveny efekty také metodou TOPSIS, ale na rozdíl od prvního multikriteriálního rozhodování zde nebyla zařazena mezi kritéria cena přístroje. Kupní cena přístroje totiž vstoupila do nákladové analýzy jako náklad. Nákladově nejefektivnějším je NewTom Giano HR, dále NewTom Go 3D, Green 16, Orthophos SL 3D, ProMax 3D Classic, Pax-i3D Smart a posledním, nákladově nejméně efektivním přístrojem je ProMax 3D Plus. Výsledkem nákladové analýzy je ICER. Komparátorem jsou si navzájem všechny přístroje zahrnuté v multikriteriálním rozhodování. Hodnoty ICER jsou znázorněny v tabulce 5.13.

Pro výběr technologie pro vybraná odvětví stomatologie bylo na základě vědomostí získaných během studia problematiky CBCT přístroji a diskuzí stomatologů sestaveno schéma, ze kterého vyplývají následující požadavky pro konkrétní specializace:

- Endodoncie: vysoké rozlišení, malé FOV, velká bitová hloubka, krátký čas snímkování;
- Implantologie: standardní rozlišení, malé – střední FOV, standardní bitová hloubka, střední doba při snímkování;
- Stomatochirurgie: střední – velké FOV, nízké nároky na rozlišení a bitovou hloubku, střední doba při snímkování.

Pro tato odvětví byl za pomoci metody TOPSIS vybrán nejvhodnější přístroj. Pro endodoncii je nejlépe vyhovující přístroj NewTom Go 3D, stanovený efekt je 0,5999. V pořadí druhém je ProMax 3D Classic, stanovený efekt je 0,5195 a nejméně vhodnou variantou z těchto tří přístrojů je Orthophos SL 3D s efektem 0,2694. První dva přístroje jsou relativně dle efektu vyrovnány. Přístroj ProMax Classic byl v užším výběru vhodného přístroje pro implantologii nahrazen přístrojem Pax-i3D Smart. Zde také zůstává nejvíce efektivní přístroj NewTom Go 3D (efekt 0,6870), druhý v pořadí je Orthophos SL 3D (efekt 0,6264). Nejméně efektivním přístrojem je od firmy Vatech přístroj Pax-i3D Smart (efekt 0,1901). V rámci užšího výběru přístroje pro stomatochirurgii byly vybrány ty, které disponují velkým FOV, tedy přístroje NewTom Giano HR, Green 16 a Planmeca ProMax 3D Plus. Nejeftivnějším přístrojem je NewTom Giano HR (efekt 0,6817), druhým v pořadí je Green 16 (efekt 0,4293) a nejméně efektivním z těchto tří přístrojů je ProMax 3D Plus (efekt 0,2615). Zde je také nutné zvážit, zda se jedná o komplexní stomatochirurgii v rámci nemocnic, které řeší složitější případy v celé oblasti maxilofaciální nebo zda se jedná o stomatochirurgii prováděnou v běžných praxích, např. extrakci třetích molárů, kdy není nutné pořizovat přístroj s velkým FOV, ale postačí FOV střední.

Dle informací SÚJB se nejčastěji využívají CBCT přístroje firmy Planmeca (24 %). Zajímavostí však je, že tyto přístroje v rámci multikriteriálního rozhodování vyšly jako jedny z nejhůře hodnocených. Při výběru přístroje CBCT pro konkrétní pracoviště je třeba zohlednit specializační zaměření, požadavky, demografické umístění a také finanční možnosti zdravotnického zařízení. Dle odborníků má totiž cena největší váhu při výběru přístroje, jak vyplývá z metody TOPSIS. Všechny tyto aspekty mají vliv na proces rozhodování při nákupu. Výsledky, ke kterým tato práce dospěla, nejsou tedy pro konkrétní zdravotnické zařízení.

Limitací práce je průzkum na poměrně malém vzorku pacientů. Přestože jich klinika má více než 5 000, nelze toto číslo srovnávat s celou Českou republikou. Nejvhodnější by bylo získat informace o počtu provedených RTG stomatologických vyšetření na celém území, například ze statistik vytvořených Ústavem zdravotnických informací a statistiky. Nicméně v jejich veřejně dostupných statistikách tato data zcela chybí. Protože CBCT není vykazováno na zdravotní pojišťovny, a navíc nemalé množství zubních lékařů nemá s pojišťovnami smlouvy, nelze tato data zjistit ani touto cestou.

Možná limitace při multikriteriálním rozhodování by mohla být způsobena výběrem kritérií a stanovením jejich váhy. Kritéria použita v této diplomové práci byla určena zubními lékaři ze dvou soukromých klinik, kteří mají zkušenosti s CBCT, a obchodními zástupci firem Planmeca, Vatech, Dentsply Sirona a NewTom. Pokud by kritéria stanovovala jiná skupina odborníků, váhy i kritéria by se mohly lišit. Dále také ovlivňuje multikriteriální rozhodování výběr přístrojů. Pro tuto práci bylo použito 7 přístrojů od 4 nejvíce zastoupených výrobců na českém trhu, přičemž trh s CBCT přístroji je daleko bohatší.

7 Závěr

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení využití CBCT přístrojů při vyšetření u vybraných diagnóz. Bylo zjištěno, že nejčastější indikací pro toto vyšetření je endodontické ošetření kořenových kanálků, případně jejich opětovné ošetření, dále implantace zubu a extrakce třetích molárů. Průzkumem na konkrétní zubní klinice byla zjištěna průměrná hodnota DAP ($1067,35 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$) pro všechna provedená vyšetření, která vyjadřuje součin radiační dávky a plochy snímkové oblasti. Výstupem práce je výběr vhodného přístroje pro vybraná odvětví stomatologie pomocí multikriteriálního rozhodování a metod HTA. Vybraná odvětví vyplývají z nejčastějších indikací pro vyšetření CBCT. Pro endodoncii i implantologii je nejvhodnější přístroj NewTom Go 3D. Pro stomatochirurgii je optimální přístroj NewTom Giano HR, který nejlépe splňuje požadavky i pro stomatologické zdravotnické zařízení s více specializacemi.

Seznam použité literatury

- [1] RIAUD, Xavier. First Dental Radiograph (1896). *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy* [online]. 2018, **9**(1) [cit. 2019-07-10]. DOI: 10.15406/jdhodt.2018.09.00325. ISSN 23734345. Dostupné z: <http://medcraveonline.com/JDHODT/JDHODT-09-00325.php>
- [2] KARJODKAR, Freny R. *Essentials of Oral & Maxillofacial Radiology*. 2. JP Medical, 2019. ISBN 9789352705696.
- [3] HALLIKAINEN, Dorrit. History of Panoramic Radiography. *Acta Radiologica* [online]. 1996, **37**(3), 441-445 [cit. 2019-07-10]. DOI: 10.3109/02841859609177678. ISSN 0284-1851. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/02841859609177678>
- [4] PETRIK, Vladimir, Vinothini APOK, Juliet A. BRITTON, B Anthony BELL a Marios C. PAPADOPOULOS. Godfrey Hounsfield and the Dawn of Computed Tomography. *Neurosurgery* [online]. 2006, **58**(4), 780-787 [cit. 2019-07-12]. DOI: 10.1227/01.NEU.0000204309.91666.06. ISSN 0148-396X. Dostupné z: <https://academic.oup.com/neurosurgery/article/58/4/780/2581185>
- [5] KATHREN, RONALD L. William H. Rollins (1852–1929): X-ray Protection Pioneer. *Journal of the History of Medicine and Allied Sciences* [online]. 1964, **XIX**(3), 287-295 [cit. 2019-07-12]. DOI: 10.1093/jhmas/XIX.3.287. ISSN 0022-5045.
- [6] PROUZA, Zdeněk. *Principy radiační ochrany - bezpečnost a ochrana zdraví při práci* [online]. 2008 [cit. 2019-07-13]. Dostupné z: <https://www.bozpinfo.cz/principy-radiacni-ochrany-bezpecnost-ochrana-zdravi-pri-praci>
- [7] Sievert, becquerel, rentgen....Jak měříme radioaktivitu. In: *ATOMinfo.cz* [online]. 2012 [cit. 2019-07-13]. Dostupné z: <http://atominfo.cz/2012/05/sievert-becquerel-rentgen-jak-merime-radioaktivitu/>
- [8] JURSIKOVÁ, Eva a Michaela VOSTŘÁKOVÁ. Používání zubních RTG a požadavky na registraci této činnosti. *LKS: Recenzovaný časopis české stomatologické komory* [online]. 2019, **29**(3) [cit. 2019-07-13]. ISSN 2571-2411. Dostupné z: <http://www.lks-casopis.cz/clanek/pouzivani-zubnich-RTG-a-pozadavky-na-registraci-teto-cinnosti/>
- [9] <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-263#f5858440>
- [10] <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-409>
- [11] <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422#cast2>

- [12] KAPITÁN, Martin. Principy ochrany před nežádoucími účinky ionizujícího záření. In: *Mediprofi.cz* [online]. [cit. 2019-07-22]. Dostupné z: https://www.mediprofi.cz/33/principy-ochrany-pred-nezadoucimi-ucinky-ionizujiciho-zareni-uniqueidmRRWSbk196FNf8-jVUh4EIMAVc_29gcm80Go3HSj2zRqEM3TRLOvJQ/
- [13] STEKLÝ, Luboš. *Vybrané kapitoly z rentgenologie a z anesteziologie*. Brno: Vydavatelství IDVPZ, 1999. ISBN isbn8070132760.
- [14] KODL, Otto, Alena HERIBANOVÁ a František URBAN. *Radiační ochrana při zubních radiodiagnostických vyšetřeních*. Vyd. 3., přeprac. Praha: Havlíček Brain Team, 2007. Studijní pomůcky (Česká stomatologická komora). ISBN 9788087109045.
- [15] MAZÁNEK, Jiří. *Stomatologie pro dentální hygienistky a zubní instrumentárky*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4865-8.
- [16] KREJČÍ, Přemysl. *Dentální radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006. ISBN 80-244-1452-X.
- [17] DOSTÁLOVÁ, Taťjana a Michaela BEZNOSKOVÁ SEYDLOVÁ. *Stomatologie*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2700-4.
- [18] WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. 3. české vyd. Přeložil Magdalena KOŤOVÁ. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3519-1.
- [19] WHITE, S.C. a M.J. PHAROAH. *Oral Radiology*. Sixth ed. Mosby Elsevier, 2009. ISBN: 978-0-323-04983-2
- [20] Základní rozdíly mezi CBCT a MSCT. In: *3dinfo.cz* [online]. [cit. 2019-07-25]. Dostupné z: <http://www.3dinfo.cz/cs/pojmy/zakladni-rozdily-mezi-cbct-a-msct-cone-beam-ct-a-multi-slice-ct/>
- [21] RUNYON, Christine. Cone Beam CT vs Traditional CT. In: *Amber diagnostic* [online]. 2018 [cit. 2019-07-25]. Dostupné z: <https://www.amberusa.com/blog/cone-beam-ct-vs-traditional-ct>
- [22] *CBCT* [online]. ©2017-2019 [cit. 2019-07-25]. Dostupné z: <http://www.cbct.cz>
- [23] KOVALOVÁ, Eva, Peter BIROŠ, Ivo DŘÍZHAL a Peter ABELOVSKÝ. *Dentálna rádiografia v praxi*. Prešov: Pavol Šidelský - Akcent print, 2005. ISBN 80-969274-7-7.
- [24] BELÁK, Šimon, Martin STAROSTA, Radovan ŽIŽKA a Jiří ŠEDÝ. Nová klasifikace parodontálních a periimplantátových onemocnění. *LKS: Recenzovaný časopis české stomatologické komory* [online]. 2019, **29**(1), 10-17 [cit. 2019-07-27]. ISSN 2571-2411. Dostupné z: <http://www.lks-casopis.cz/clanek/nova-klasifikace-parodontalnich-a-periimplantatovych-onemocneni/>

- [25] KOVALOVÁ, E., ĽAPAJOVÁ, Z. *Parodontológia I*. 1. vyd. Prešov: Prešovská univerzita v Prešove, Fakulta zdravotníctva, 2006. 55 s. ISBN 80-8086- 518-5.
- [26] Anissi, H., & Geibel, M. (2014). *Intraoral Radiology in General Dental Practices – A Comparison of Digital and Film-Based X-Ray Systems with Regard to Radiation Protection and Dose Reduction*. *RöFo - Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*, 186(08), 762–767. doi:10.1055/s-0034-1366256
- [27] Ludlow, J. B., Timothy, R., Walker, C., Hunter, R., Benavides, E., Samuelson, D. B., & Scheske, M. J. (2015). Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 20140197. doi:10.1259/dmfr.20140197
- [28] Hoogeveen, R. C., Rottke, D., van der Stelt, P. F., & Berkhout, W. E. R. (2015). *Dose reduction in orthodontic lateral cephalography: dosimetric evaluation of a novel cephalographic thyroid protector (CTP) and anatomical cranial collimation (ACC)*. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(4), 20140260. doi:10.1259/dmfr.20140260
- [29] Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ, Hosoi T, Adams AM. (2001). *Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography*. *Dentomaxillofac Radiol*. 2001 Sep;30(5):255-9.
- [30] Campillo-Rivera, G. E., Vázquez-Bañuelos, J., García-Duran, Á., Escalona-Llaguno, M. I., Arteaga, M. V., & Vega-Carrillo, H. R. (2019). *Doses in eye lens, thyroid, salivary glands, mammary glands, and gonads, due to radiation scattered in dental orthopantomography*. *Applied Radiation and Isotopes*. doi:10.1016/j.apradiso.2019.01.022
- [31] Xu, P., Luo, H., Huang, G.-L., Yin, X.-H., Luo, S.-Y., & Song, J.-K. (2015). Exposure to Ionizing Radiation during Dental X-Rays Is Not Associated with Risk of Developing Meningioma: A Meta-Analysis Based on Seven Case-Control Studies. *PLOS ONE*, 10(2), e0113210. doi:10.1371/journal.pone.0113210
- [32] Longstreth, W. T., Phillips, L. E., Drangsholt, M., Koepsell, T. D., Custer, B. S., Gehrels, J.-A., & van Belle, G. (2004). *Dental X-rays and the risk of intracranial meningioma*. *Cancer*, 100(5), 1026–1034. doi:10.1002/cncr.20036
- [33] Claus, E. B., Calvocoressi, L., Bondy, M. L., Schildkraut, J. M., Wiemels, J. L., & Wrensch, M. (2012). *Dental x-rays and risk of meningioma*. *Cancer*, 118(18), 4530–4537. doi:10.1002/cncr.26625
- [34] Petersen, L. B., Olsen, K. R., Christensen, J., & Wenzel, A. (2014). *Image and surgery-related costs comparing cone beam CT and panoramic imaging before*

- removal of impacted mandibular third molars. Dentomaxillofacial Radiology*, 43(6), 20140001.doi:10.1259/dmfr.20140001
- [35] Christell, H., Birch, S., Bondemark, L., Horner, K., & Lindh, C. (2017). *The impact of Cone Beam CT on financial costs and orthodontists' treatment decisions in the management of maxillary canines with eruption disturbance*. *European Journal of Orthodontics*, 40(1), 65–73.doi:10.1093/ejo/cjx039
- [36] Setzer, F. C., Hinckley, N., Kohli, M. R., & Karabucak, B. (2017). *A Survey of Cone-beam Computed Tomographic Use among Endodontic Practitioners in the United States*. *Journal of Endodontics*, 43(5), 699–704.doi:10.1016/j.joen.2016.12.021
- [37] Stomatologická péče. In: *Všeobecná zdravotní pojišťovna České republiky* [online]. [cit. 2019-08-30]. Dostupné z: https://media.vzpstatic.cz/media/Default/dokumenty/vyse_uhrad_stomatologie_2019.pdf
- [38] Výkony hrazené z veřejného zdravotního pojištění. In: *Všeobecná zdravotní pojišťovna České republiky* [online]. [cit. 2020-04-08]. Dostupné z: <https://media.vzpstatic.cz/media/Default/dokumenty/ostatni/vyse-uhrad-ambulantnich-stomatologickych-sluzeb-2020.pdf>
- [39] BROŽOVÁ, Helena, Milan HOUŠKA a Tomáš ŠUBRT. *Modely pro vícekritériální rozhodování*. Praha: Credit, 2003. ISBN 8021310197.
- [40] KORVINY, Petr. *Teoretické základy vícekritériálního rozhodování* [online]. [cit. 2019-12-01]. Dostupné z: https://korviny.cz/Korviny/soubory/teorie_mca.pdf
- [41] ROGALEWICZ, Vladimír a JUŘIČKOVÁ, Ivana. *Hodnocení zdravotnických technologií*. Kladno : Skripta FBMI Kladno, 2014. CZ.1.07/2.2.00/28.0219.
- [42] BOROVSÝ, J. a DZNTAROVÁ, V. *Ekonomika zdravotnických zařízení*. Praha : ČVUT, 2012. 978-80-01-05055-2.
- [43] DACEHTA. *Příručka pro hodnocení zdravotnických technologií*. Copenhagen : National Board of Health, 2008. 978-87-7676-649-8
- [44] Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Applications in Dentistry. *Dentalcare.com* [online]. [cit. 2020-07-26]. Dostupné z: <https://www.dentalcare.com/en-us/professional-education/ce-courses/ce531/voxel>
- [45] *3Dinfo.cz* [online]. [cit. 2020-07-20]. Dostupné z: <http://www.3dinfo.cz/cs/pojmy>
- [46] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

- [47] MOURA, Wilana da Silva. *Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review* [online]. [cit. 2020-07-26]. DOI: 10.1007/s00784-018-2561-4.
- [48] VATECH [online]. [cit. 2020-07-26]. Dostupné z: <http://www.vatech.com>
- [49] MARCILAN. *What's the best CBCT for my practice? Part 1 – Field of View (FOV)* [online]. 2016 [cit. 2020-07-28]. Dostupné z: <https://marcilan.wordpress.com/2016/02/13/whats-the-best-cbct-for-my-practice-part-1-field-of-view-fov/>
- [50] Dawood, A., Patel, S., & Brown, J. (2009). *Cone beam CT in dental practice. British Dental Journal, 207(1), 23–28*. doi:10.1038/sj.bdj.2009.560
- [51] SCARFE, W.C. a M.D. LEVIN. *Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics* [online]. 2009 [cit. 2020-07-26]. DOI: 10.1155/2009/634567.
- [52] SCARFE, W.C. *What is Cone-Beam CT and How Does it Work?* [online]. 2008 [cit. 2020-07-28]. DOI: 10.1016/j.cden.2008.05.005.
- [53] ELLURU, Venkatesh. *Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry* [online]. [cit. 2020-08-12]. DOI: 10.17096/jiufd.00289.
- [54] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Produkce rentgenového záření – velikost ohniska* [online]. In: . [cit. 2020-08-12]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/produkce-rentgenoveho-zareni-velikost-ohniska/>
- [55] Radiation Safety In Dental Practice. In: *Cda.org: California Dental Association* [online]. [cit. 2020-08-12]. Dostupné z: https://www.cda.org/Portals/0/pdfs/practice_support/radiation_safety_in_dental_practice.pdf
- [56] POORSATTAR, B.M.A. Auto exposure control (AEC) modality in CBCT devices: Revisiting the reported parameters in current orthodontic literature [online]. In: . [cit. 2020-08-12]. DOI: 10.1016/j.jobcr.2015.06.006.

Seznam tabulek

Tabulka 2.1: Přehled nejčastěji využívaných technik v dentální radiologii, zpracování vlastní, zdroj informací: [18]	23
Tabulka 2.2: Efektivní dávky jednotlivých RTG vyšetření ve stomatologii, zdroj: [18].....	28
Tabulka 2.3: Výkony hrazené z veřejného zdravotního pojištění související s rentgenovým vyšetřením v ČR a jejich výše úhrady pro rok 2019 a 2020, zdroj: [37,38].....	29
Tabulka 4.1: Možnosti výsledku na základě nákladové efektivity, zdroj: [43].....	35
Tabulka 5.1: Indikace a jednotlivé průměrné dávky na pořízení snímku.....	36
Tabulka 5.2: Ceny konkurencí CBCT vyšetření v Brně.....	37
Tabulka 5.3: Radiační dávky přístroje PaX-i3D Smart v závislosti na napětí a produktu, zdroj: [48]	40
Tabulka 5.4: Bitová hloubka, zdroj: [45].....	43
Tabulka 5.5: Vatech – technická a nákladová data.....	45
Tabulka 5.6: Planmeca – technická a nákladová data	46
Tabulka 5.7: Dentsply Sirona – technická a nákladová data	47
Tabulka 5.8: NewTom – technická a nákladová data.....	48
Tabulka 5.9: Kritéria a jejich váhy	49
Tabulka 5.10: Výsledky TOPSIS	49
Tabulka 5.11: Kritéria a jejich váhy pro výpočet CEA	50
Tabulka 5.12: Výsledky CEA dle efektu TOPSIS.....	51
Tabulka 5.13: Výsledky ICER.....	51
Tabulka 5.14: Přístroje CBCT pro endodontistu – výsledky TOPSIS a CEA.....	53
Tabulka 5.15: Přístroje CBCT pro endodontistu – výsledky ICER.....	53
Tabulka 5.16: Přístroje CBCT pro implantologa – výsledky TOPSIS a CEA	53
Tabulka 5.17: Přístroje CBCT pro implantologa – výsledky ICER.	54
Tabulka 5.18: Přístroje CBCT pro stomatochirurga – výsledky TOPSIS a CEA ...	54
Tabulka 5.19: Přístroje CBCT pro stomatochirurga – výsledky ICER.	54

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Bite-wing snímky	17
Obrázek 2.2: OPG snímek.....	21
Obrázek 2.3: Tvar paprsku CT vs CBCT.....	22
Obrázek 2.4: Jednotlivé kariézní léze dle klasifikace v dočasné dentici	24
Obrázek 2.5: Kariézní léze dle klasifikace ve stálém chrupu	25

Příloha

Multikriteriální rozhodování pomocí metody TOPSIS

Kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8
V1	0,075	12900	3	15	23	0,5	3	1 686 250
V2	0,075	45400	3	16	21	0,5	3	2 358 750
V3	0,08	24400	2	14	18	0,5	2	1 200 000
V4	0,08	34900	2	14	7	0,5	2	1 600 000
V5	0,08	41600	2	16	8	0,5	1	1 875 000
V6	0,08	49200	3	16	12	0,6	4	1 300 000
V7	0,068	137600	3	16	16	0,5	4	1 800 000
Váhy	0,15	0,16	0,13	0,09	0,15	0,04	0,11	0,18
	min	max	max	max	min	min	max	min

Transformace na maximalizační charakter

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8
V1	0,005	12900	3	15	0	0,1	3	672 500
V2	0,005	45400	3	16	2	0,1	3	0
V3	0	24400	2	14	5	0,1	2	1 158 750
V4	0	34900	2	14	16	0,1	2	758 750
V5	0	41600	2	16	15	0,1	1	483 750
V6	0	49200	3	16	11	0	4	1 058 750
V7	0,012	137600	3	16	7	0,1	4	558 750
Váhy	0,15	0,16	0,13	0,09	0,15	0,04	0,11	0,18
	max	max	max	max	max	max	max	max

Normalizovaná matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8
V1	0,3590	0,0783	0,4330	0,3703	0,0000	0,4082	0,3906	0,3347
V2	0,3590	0,2757	0,4330	0,3950	0,0767	0,4082	0,3906	0,0000
V3	0,0000	0,1481	0,2887	0,3456	0,1917	0,4082	0,2604	0,5767
V4	0,0000	0,2119	0,2887	0,3456	0,6136	0,4082	0,2604	0,3776
V5	0,0000	0,2526	0,2887	0,3950	0,5752	0,4082	0,1302	0,2407
V6	0,0000	0,2987	0,4330	0,3950	0,4218	0,0000	0,5208	0,5269
V7	0,8615	0,8355	0,4330	0,3950	0,2684	0,4082	0,5208	0,2781

Vážená kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8
V1	0,0522	0,0128	0,0551	0,0337	0,0000	0,0004	0,0426	0,0608
V2	0,0522	0,0451	0,0551	0,0359	0,0112	0,0004	0,0426	0,0000
V3	0,0000	0,0242	0,0367	0,0314	0,0279	0,0004	0,0284	0,1048
V4	0,0000	0,0347	0,0367	0,0314	0,0892	0,0004	0,0284	0,0687
V5	0,0000	0,0413	0,0367	0,0359	0,0837	0,0004	0,0142	0,0438
V6	0,0000	0,0489	0,0551	0,0359	0,0614	0,0000	0,0568	0,0958
V7	0,1253	0,1367	0,0551	0,0359	0,0390	0,0004	0,0568	0,0506
H max	0,1253	0,1367	0,0551	0,0359	0,0892	0,0004	0,0568	0,1048
D min	0,0000	0,0128	0,0367	0,0314	0,0000	0,0000	0,0142	0,0000

Vzdálenost od ideální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	součet	odmocnina D+
V1	0,0053	0,0154	0,0000	0,00001	0,0080	0,0000000	0,0002	0,0019	0,0308	0,17550289
V2	0,0053	0,0084	0,0000	0,00000	0,0061	0,0000000	0,0002	0,0110	0,0310	0,17614739
V3	0,0157	0,0126	0,0003	0,00002	0,0038	0,0000000	0,0008	0,0000	0,0333	0,18243544
V4	0,0157	0,0104	0,0003	0,00002	0,0000	0,0000000	0,0008	0,0013	0,0286	0,16908616
V5	0,0157	0,0091	0,0003	0,00000	0,0000	0,0000000	0,0018	0,0037	0,0307	0,17525917
V6	0,0157	0,0077	0,0000	0,00000	0,0008	0,0000001	0,0000	0,0001	0,0243	0,15581407
V7	0,0000	0,0000	0,0000	0,00000	0,0025	0,0000000	0,0000	0,0029	0,0055	0,07394261

Vzdálenost od bazální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	součet	odmocnina D-
V1	0,0027	0,0000	0,0003	0,00001	0,0000	0,0000001	0,0008	0,0037	0,0076	0,087054758
V2	0,0027	0,0010	0,0003	0,00002	0,0001	0,0000001	0,0008	0,0000	0,0051	0,071120398
V3	0,0000	0,0001	0,0000	0,00000	0,0008	0,0000001	0,0002	0,0110	0,0121	0,110013517
V4	0,0000	0,0005	0,0000	0,00000	0,0080	0,0000001	0,0002	0,0047	0,0134	0,115576395
V5	0,0000	0,0008	0,0000	0,00002	0,0070	0,0000001	0,0000	0,0019	0,0097	0,098740758
V6	0,0000	0,0013	0,0003	0,00002	0,0038	0,0000000	0,0018	0,0092	0,0164	0,128123798
V7	0,0157	0,0154	0,0003	0,00002	0,0015	0,0000001	0,0018	0,0026	0,0373	0,193152437

Relativní ukazatel

V1	0,3316
V2	0,2876
V3	0,3762
V4	0,4060
V5	0,3604
V6	0,4512
V7	0,7232

Výpočet efektu pomocí metody TOPSIS pro CEA

Kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	0,075	12900	3	15	23	0,5	3
V2	0,075	45400	3	16	21	0,5	3
V3	0,08	24400	2	14	18	0,5	2
V4	0,08	34900	2	14	7	0,5	2
V5	0,08	41600	2	16	8	0,5	1
V6	0,08	49200	3	16	12	0,6	4
V7	0,068	137600	3	16	16	0,5	4
váhy	0,18	0,20	0,16	0,11	0,18	0,04	0,13
	min	max	max	max	min	min	max

Transformace na maximalizační charakter

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	0,005	12900	3	15	0	0,1	3
V2	0,005	45400	3	16	2	0,1	3
V3	0	24400	2	14	5	0,1	2
V4	0	34900	2	14	16	0,1	2
V5	0	41600	2	16	15	0,1	1
V6	0	49200	3	16	11	0	4
V7	0,012	137600	3	16	7	0,1	4
váhy	0,18	0,20	0,16	0,11	0,18	0,04	0,13
	max	max	max	max	max	max	max

Normalizovaná matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	0,3590	0,0783	0,4330	0,3703	0,0000	0,4082	0,3906
V2	0,3590	0,2757	0,4330	0,3950	0,0767	0,4082	0,2604
V3	0,0000	0,1481	0,2887	0,3456	0,1917	0,4082	0,2604
V4	0,0000	0,2119	0,2887	0,3456	0,6136	0,4082	0,1302
V5	0,0000	0,2526	0,2887	0,3950	0,5752	0,4082	0,5208
V6	0,0000	0,2987	0,4330	0,3950	0,4218	0,0000	0,5208
V7	0,8615	0,8355	0,4330	0,3950	0,2684	0,4082	0,0174

Vážená kritériální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	0,0638	0,0157	0,0674	0,0411	0,0000	0,0181	0,0521
V2	0,0638	0,0551	0,0674	0,0439	0,0136	0,0181	0,0347
V3	0,0000	0,0296	0,0449	0,0384	0,0341	0,0181	0,0347
V4	0,0000	0,0424	0,0449	0,0384	0,1091	0,0181	0,0174
V5	0,0000	0,0505	0,0449	0,0439	0,1023	0,0181	0,0694
V6	0,0000	0,0597	0,0674	0,0439	0,0750	0,0000	0,0694
V7	0,1532	0,1671	0,0674	0,0439	0,0477	0,0181	0,0023
H max	0,1532	0,1671	0,0674	0,0439	0,1091	0,0181	0,0694
D min	0,0000	0,0157	0,0449	0,0384	0,0000	0,0000	0,0023

Vzdálenost od ideální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D+
V1	0,0080	0,0229	0,0000	0,00001	0,0119	0,0000	0,0003	0,0431	0,207653821
V2	0,0080	0,0125	0,0000	0,00000	0,0091	0,0000	0,0012	0,0308	0,175593301
V3	0,0235	0,0189	0,0005	0,00003	0,0056	0,0000	0,0012	0,0497	0,222976647
V4	0,0235	0,0156	0,0005	0,00003	0,0000	0,0000	0,0027	0,0423	0,205568722
V5	0,0235	0,0136	0,0005	0,00000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0376	0,193906917
V6	0,0235	0,0115	0,0000	0,00000	0,0012	0,0003	0,0000	0,0365	0,190981394
V7	0,0000	0,0000	0,0000	0,00000	0,0038	0,0000	0,0045	0,0083	0,090938159

Vzdálenost od bazální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D-
V1	0,0041	0,0000	0,0005	0,00001	0,0000	0,0003	0,0025	0,0074	0,085964088
V2	0,0041	0,0016	0,0005	0,00003	0,0002	0,0003	0,0010	0,0077	0,087918246
V3	0,0000	0,0002	0,0000	0,00000	0,0012	0,0003	0,0010	0,0027	0,052307817
V4	0,0000	0,0007	0,0000	0,00000	0,0119	0,0003	0,0002	0,0132	0,114750078
V5	0,0000	0,0012	0,0000	0,00003	0,0105	0,0003	0,0045	0,0165	0,128594277
V6	0,0000	0,0019	0,0005	0,00003	0,0056	0,0000	0,0045	0,0126	0,112277086
V7	0,0235	0,0229	0,0005	0,00003	0,0023	0,0003	0,0000	0,0495	0,222554317

Efekt

V1	0,2928
V2	0,3336
V3	0,1900
V4	0,3582
V5	0,3987
V6	0,3702
V7	0,7099

Výpočet efektu dle metody TOPSIS vybraných přístrojů pro specializaci – endodoncie

Kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	0,075	12900	3	15	23	0,5	3
V5	0,08	41600	2	16	8	0,5	1
V6	0,08	49200	3	16	12	0,6	4
váhy	0,18	0,20	0,16	0,11	0,18	0,04	0,13
	min	max	max	max	min	min	max

Transformace na maximalizační charakter

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	0,005	12900	3	15	0	0,1	3
V5	0	41600	2	16	15	0,1	1
V6	0	49200	3	16	11	0	4
váhy	0,18	0,20	0,16	0,11	0,18	0,04	0,13
	max	max	max	max	max	max	max

Normalizovaná matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	1	0,196321564	0,639602149	0,552532102	0	0,707106781	1,765045216
V5	0	0,633098997	0,426401433	0,589367575	0,806404996	0,707106781	0,196116135
V6	0	0,748761313	0,639602149	0,589367575	0,591363664	0	3,137858162

Vážená kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V1	0,177777778	0,039264313	0,099493668	0,061392456	0	0,031426968	0,235339362
V5	0	0,126619799	0,066329112	0,065485286	0,143360888	0,031426968	0,026148818
V6	0	0,149752263	0,099493668	0,065485286	0,105131318	0	0,418381088
H max	0,177777778	0,149752263	0,099493668	0,065485286	0,143360888	0,031426968	0,418381088
D min	0	0,039264313	0,066329112	0,061392456	0	0	0,026148818

Vzdálenost od ideální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D+
V1	0	0,01221	0	0,00002	0,02055	0	0,03350	0,06628	0,25745
V5	0,03160	0,00763	0	0,00002	0,02055	0,00099	0,15385	0,21464	0,46329
V6	0,03160	0,02243	0,00990	0,00429	0,01105	0	0	0,07927	0,28155

Vzdálenost od bazální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D-
V1	0,031605	0	0,001100	0	0	0,000988	0,043761	0,077453	0,278304
V5	0	0,007631	0	0,000017	0,020552	0,000988	0	0,029188	0,170844
V6	0	0,012208	0,001100	0,000017	0,011053	0	0,153846	0,178223	0,422165

Efekt

V1	0,5195
V5	0,2694
V6	0,5999

Výpočet efektu dle metody TOPSIS vybraných přístrojů pro specializaci – implantologie

Kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V3	0,08	24400	2	14	18	0,5	2
V5	0,08	41600	2	16	8	0,5	1
V6	0,08	49200	3	16	12	0,6	4
váhy	0,18	0,20	0,16	0,11	0,18	0,04	0,13
	min	max	max	max	min	min	max

Transformace na maximalizační charakter

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V3	0	24400	2	14	0	0,1	2
V5	0	41600	2	16	10	0,1	1
V6	0	49200	3	16	6	0	4
váhy	0,18	0,20	0,16	0,11	0,18	0,04	0,13
	max	max	max	max	max	max	max

Normalizovaná matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V3	0	0,35416068	0,48507125	0,52615222	0	0,70710678	0,43643578
V5	0	0,60381492	0,48507125	0,601316822	0,85749293	0,70710678	0,21821789
V6	0	0,71412727	0,72760688	0,601316822	0,51449576	0	0,872871561

Vážená kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V3	0	0,07083214	0,07545553	0,058461358	0	0,03142697	0,058191437
V5	0	0,12076298	0,07545553	0,06681298	0,15244319	0,03142697	0,029095719
V6	0	0,14282545	0,11318329	0,06681298	0,09146591	0	0,116382875
H max	0	0,14282545	0,11318329	0,06681298	0,15244319	0,03142697	0,116382875
D min	0	0,07083214	0,07545553	0,058461358	0	0	0,029095719

Vzdálenost od ideální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D+
V3	0	0,00518304	0,00142338	6,97496E-05	0,02323893	0	0,003386243	0,03330134	0,182486548
V5	0	0,00048675	0,00142338	0	0	0	0,007619048	0,009529184	0,097617541
V6	0	0	0	0	0,00371823	0,00098765	0	0,004705882	0,068599434

Vzdálenost od bazální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D-
V3	0	0	0	0	0	0,00098765	0,000846561	0,001834215	0,042827738
V5	0	0,00249309	0	6,97496E-05	0,02323893	0,00098765	0	0,026789419	0,163674735
V6	0	0,00518304	0,00142338	6,97496E-05	0,00836601	0	0,007619048	0,022661232	0,150536482

Efekt

V3	0,1901
V5	0,6264
V6	0,6870

Výpočet efektu dle metody TOPSIS vybraných přístrojů pro specializaci – stomatochirurgie

Kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V2	0,075	45400	3	16	21	0,5	3
V4	0,08	34900	2	14	7	0,5	2
V7	0,068	137600	3	16	16	0,5	4
	min	max	max	max	min	min	max

Transformace na maximalizační charakter

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V2	0,005	45400	3	16	0	0	3
V4	0	34900	2	14	14	0	2
V7	0,012	137600	3	16	5	0	4
váha	0,18	0,20	0,16	0,11	0,18	0,04	0,13
	max	max	max	max	max	min	max

Normalizovaná matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V2	0,384615385	0,30461615	0,63960215	0,601316822	0	0	0,55708601
V4	0	0,23416528	0,42640143	0,52615222	0,94174191	0	0,37139068
V7	0,923076923	0,92324191	0,63960215	0,601316822	0,3363364	0	0,74278135

Vážená kriteriální matice

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7
V2	0,068376068	0,06092323	0,09949367	0,06681298	0	0	0,07427814
V4	0	0,04683306	0,06632911	0,058461358	0,16742078	0	0,04951876
V7	0,164102564	0,18464838	0,09949367	0,06681298	0,05979314	0	0,09903751
H max	0,164102564	0,18464838	0,09949367	0,06681298	0,16742078	0	0,09903751
D min	0	0,04683306	0,06632911	0,058461358	0	0	0,04951876

Vzdálenost od ideální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D+
V2	0,009163562	0,01530791	0	0	0,02802972	0	0,00061303	0,05311422	0,23046523
V4	0,026929652	0,01899306	0,00109989	6,97496E-05	0	0	0,00245211	0,04954446	0,22258585
V7	0	0	0	0	0,01158371	0	0	0,01158371	0,10762765

Vzdálenost od bazální varianty

	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	součet	odmocnina D-
V2	0,004675287	0,00019853	0,00109989	6,97496E-05	0	0	0,00061303	0,00665648	0,08158728
V4	0	0	0	0	0,02802972	0	0	0,02802972	0,16742078
V7	0,026929652	0,01899306	0,00109989	6,97496E-05	0,00357522	0	0,00245211	0,05311968	0,23047707

Efekt

V2	0,2615
V4	0,4293
V7	0,6817