UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Anna Kubná

VLIV HMOTNOSTI PACIENTA NA RADIAČNÍ ZÁTĚŽ PŘI VÝPOČETNÍ TOMOGRAFII BEDERNÍ PÁTEŘE

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Nikola Sokolová

Olomouc 2024

ANOTACE

Typ práce: Diplomová práce

Téma práce: Radiační zátěž při CT vyšetření

Název práce: Vliv hmotnosti pacienta na radiační zátěž při výpočetní tomografii bederní páteře

Název práce v AJ: Impact of patient's weight on radiation exposure during lumbosacral spine computed tomography

Datum zadání: 2023-01-28

Datum odevzdání: 2024-05-03

VŠ, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav radiologických metod

Autor práce: Kubná Anna

Vedoucí práce: Mgr. Nikola Sokolová

Oponent práce: Mgr. Jiří Kozel

Abstrakt v ČJ: Tato diplomová práce se zaměřuje na problematiku vlivu hmotnosti pacienta na radiační zátěž při vyšetření bederní páteře pomocí výpočetní tomografie – CT. Na úvod je provedena rešerše s využitím klíčových slov. V teoretickém úvodu práce je popsána anatomie, základní patologické stavy, možnosti vyšetření s využitím zobrazovacích metod, jako je prostý snímek, výpočetní tomografie, magnetická rezonance a metody nukleární medicíny. Následující kapitola je věnovaná výpočetní tomografii. Jsou zde popsány CT skenery, principy získávání obrazu, dávková distribuce při vyšetření a faktory ovlivňující dávku záření obdrženou pacientem. V práci je zahrnuta také kapitola radiační ochrany, která s tématem práce úzce souvisí. V další části je popsáno CT vyšetření bederní páteře, včetně indikací a kontraindikací. Výzkumná část práce je rozdělena na stanovení cílů, charakteristiku zkoumaného souboru, metodiku sběru dat a metodu jejich zpracování, vyhodnocení parametrů radiační zátěže a ověření platnosti hypotéz. Práce je uzavřena diskuzí, která popisuje jak nalezené výsledky, tak srovnání s jinými výzkumy. V celkovém zhodnocení výsledků obou parametrů a ověření statistické významnosti lze potvrdit, že hodnota BMI pacienta má vliv na radiační zátěž při tomto konkrétním CT vyšetření bederní páteře na přístroji Siemens Somatom Scope. Lze tedy konstatovat, že hodnota BMI je parametr statisticky významný vzhledem k $CTDI_{vol}$ a DLP.

Abstrakt v AJ: This diploma thesis focuses on the impact of patient's weight on radiation exposure during lumbosacral spine examination using computed tomography (CT). The introduction begins with a literature review using keywords. The theoretical introduction describes the anatomy, basic pathological conditions, and examination options using imaging methods such as radiography, computed tomography, magnetic resonance imaging, and nuclear medicine methods. This part is followed by a chapter dedicated to computed tomography, detailing CT scanners, principles of image acquisition, radiation dose distribution during examination, and factors influencing the radiation dose received by the patient. The thesis also includes a chapter on radiation protection, that is closely related to the thesis topic. The following section describes CT examination of the lumbar spine, including indications and contraindications. The research section of the thesis is divided into setting objectives, characteristics of the study sample, data collection methodology, data processing method, evaluation of radiation exposure parameters, and validation of hypotheses. The thesis concludes with a discussion describing both the findings and comparisons with other research studies. In the overall assessment of the results of both parameters and the verification of statistical significance, it can be confirmed that the patient's BMI has an impact on the radiation dose during this specific CT examination of the lumbar spine using the Siemens Somatom Scope device. It can therefore be said that the BMI value is a statistically significant parameter with respect to $CTDI_{vol}$ and DLP.

Klíčová slova: výpočetní tomografie, radiační zátěž, vyšetření bederní páteře, hmotnost pacienta, body mass index

Klíčová slova v AJ: computed tomography, radiation exposure, lumbar spine medical examination, patient’s weight, body mass index

Rozsah práce: 69 stran včetně příloh

Jazyk: CZ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 3.května 2024 ----------

podpis

Děkuji vedoucí své diplomové práce Mgr. Nikole Sokolové za velmi cenné náměty a rady, které mi pomohly při vypracování diplomové práce a za její čas, který mi při konzultacích věnovala.

Obsah

ÚVOD **8**

1 REŠERŠNÍ ČINNOST **9**

2 TEORETICKÁ ČÁST **11**

2.1 Anatomie páteře *11*

2.1.1 Krční páteř 13

2.1.2 Hrudní páteř 14

2.1.3 Bederní páteř 14

2.2 Základní patologické stavy *16*

2.2.1 Postižení skeletu 16

2.2.2 Postižení meziobratlových plotének 16

2.2.3 Postižení páteřního kanálu 17

2.2.4 Vrozené vady a anomálie 17

2.2.5 Trauma páteře a míchy 17

2.2.6 Nádory 18

2.2.7 Degenerativní onemocnění 18

2.2.8 Zánětlivá onemocnění 19

2.3 Základní zobrazovací metody pro vyšetření bederní páteře *20*

2.3.1 Prostý snímek 20

2.3.2 Výpočetní tomografie 22

2.3.3 Magnetická rezonance 22

2.3.4 Metody nukleární medicíny 22

2.4 Výpočetní tomografie *23*

2.4.1 CT přístroj 23

2.4.2 Náběr dat 25

2.4.3 Princip získávání obrazu 26

2.5 Dávková distribuce při CT *27*

2.5.1 Veličiny 27

2.5.2 Parametry CTDI a DLP 28

2.5.3 Stanovení dávky pacientovi 29

2.5.4 Efektivní průměr pacienta 30

2.5.5 Konverzní faktor 31

2.6 Techniky využívané ke snížení dávky *32*

2.7 Radiační ochrana ... *34*
2.7.1 Princip zdůvodnění ... 34
2.7.2 Princip optimalizace ... 34
2.7.3 Princip limitování dávek ... 35
2.7.4 Princip zabezpečení radionuklidových zdrojů ... 35
2.8 CT vyšetření bederní páteře ... *36*
2.8.1 Indikace a kontraindikace ... 37
2.9 Problematika tělesné hmotnosti ... *39*
3 Výzkumná část ... **41**
3.1 Cíle výzkumu, výzkumné otázky a hypotézy ... *41*
3.2 Charakteristika zkoumaného souboru ... *43*
3.3 Metodika sběru dat ... *43*
3.4 Metoda zpracování dat ... *43*
3.5 Protokol LS páteř na Siemens Somatom Scope v BMN ... *44*
4 Výsledky výzkumu ... **45**
4.1 Demografický charakter zkoumaného souboru ... *45*
4.2 Vyhodnocení parametrů radiační zátěže ... *47*
4.3 Ověření platnosti hypotéz ... *51*
5 Diskuze ... **54**
6 Závěr ... **58**
Referenční seznam ... **59**
Seznam obrázků ... **63**
Seznam tabulek ... **64**
Seznam použitých zkratek ... **65**
Seznam příloh ... **66**
Přílohy ... **67**

ÚVOD

Využívání zobrazovacích metod s ionizujícím zářením v medicíně je diskutované téma. Jedná se o klasickou skiagrafii, výpočetní tomografii či metody nukleární medicíny. Z využívání těchto metod vždy pro pacienta vyplývají určitá zdravotní rizika. Je proto důležité dodržovat principy radiační ochrany a omezit nadužívání těchto metod. Jedním z faktorů ovlivňujících dávku, kterou pacient při vyšetření obdrží, je hmotnost pacienta.

Tato diplomová práce je rozdělena na část teoretickou a část praktickou. V teoretické části jsou shrnuta důležitá východiska, která pomohou lépe pochopit problematiku zvyšování tělesné hmotnosti a vlivu na radiační zátěž. Kromě anatomie páteře jsou popsány základní patologické stavy, metody využívané pro diagnostiku, a především je zde zahrnuta kapitola věnována CT přístroji včetně popisu CT skeneru, principu náběru dat a získávání obrazu, jsou popsány základní veličiny udávané CT skenery, včetně důležitých parametrů $CTDI_{vol}$ a DLP.

S ohledem na téma práce je stručně zapracována kapitola radiační ochrany. Jsou popsány čtyři základní pilíře. Teoretická část je zakončena popisem vyšetřovacího protokolu pro CT bederní páteře, včetně indikací a kontraindikací k vyšetření.

Výzkumná sekce práce vytyčuje cíle a hypotézy. Obsahuje charakteristiku zkoumaného souboru, metodiku sběru dat, metody zpracování dat, vyhodnocení parametrů udávajících dávku a ověření platnosti hypotéz.

V závěru práce se nachází diskuse, která nejenom objasňuje výsledky studie, ale poskytuje také srovnání výsledků s jinými pracemi zahraničních autorů. Cílem této práce je sumarizovat poznatky v oblasti vlivu zvyšující se hmotnosti pacienta na dávku obdrženou během vyšetření a statisticky tuto skutečnost potvrdit.

1 REŠERŠNÍ ČINNOST

Před zahájením rešerše současných poznatků a výzkumů o vlivu hmotnosti pacienta na radiační zátěž byla prostudována následující literatura:

VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 3. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2023. ISBN 978-80-244-6204-2.

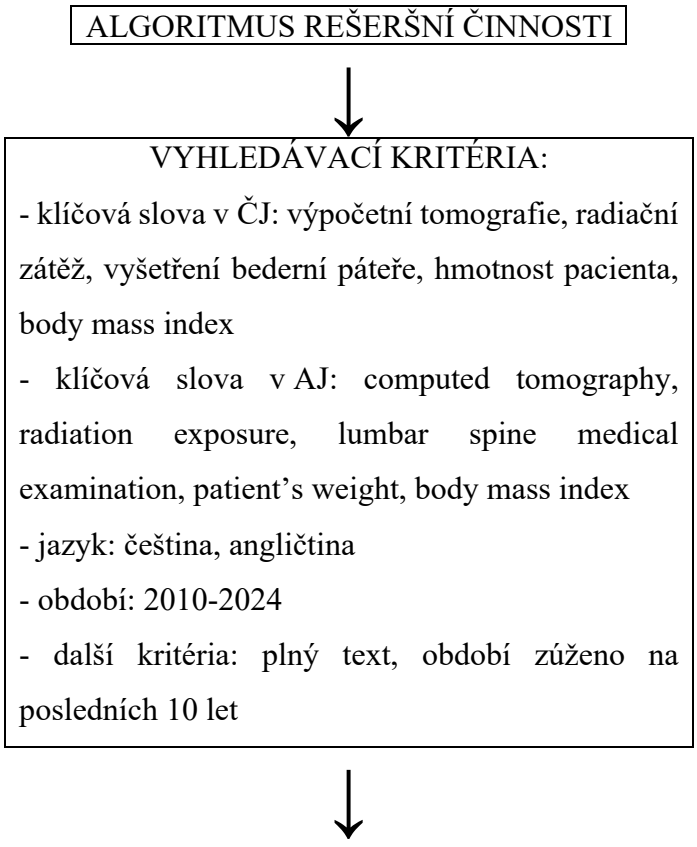
HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.

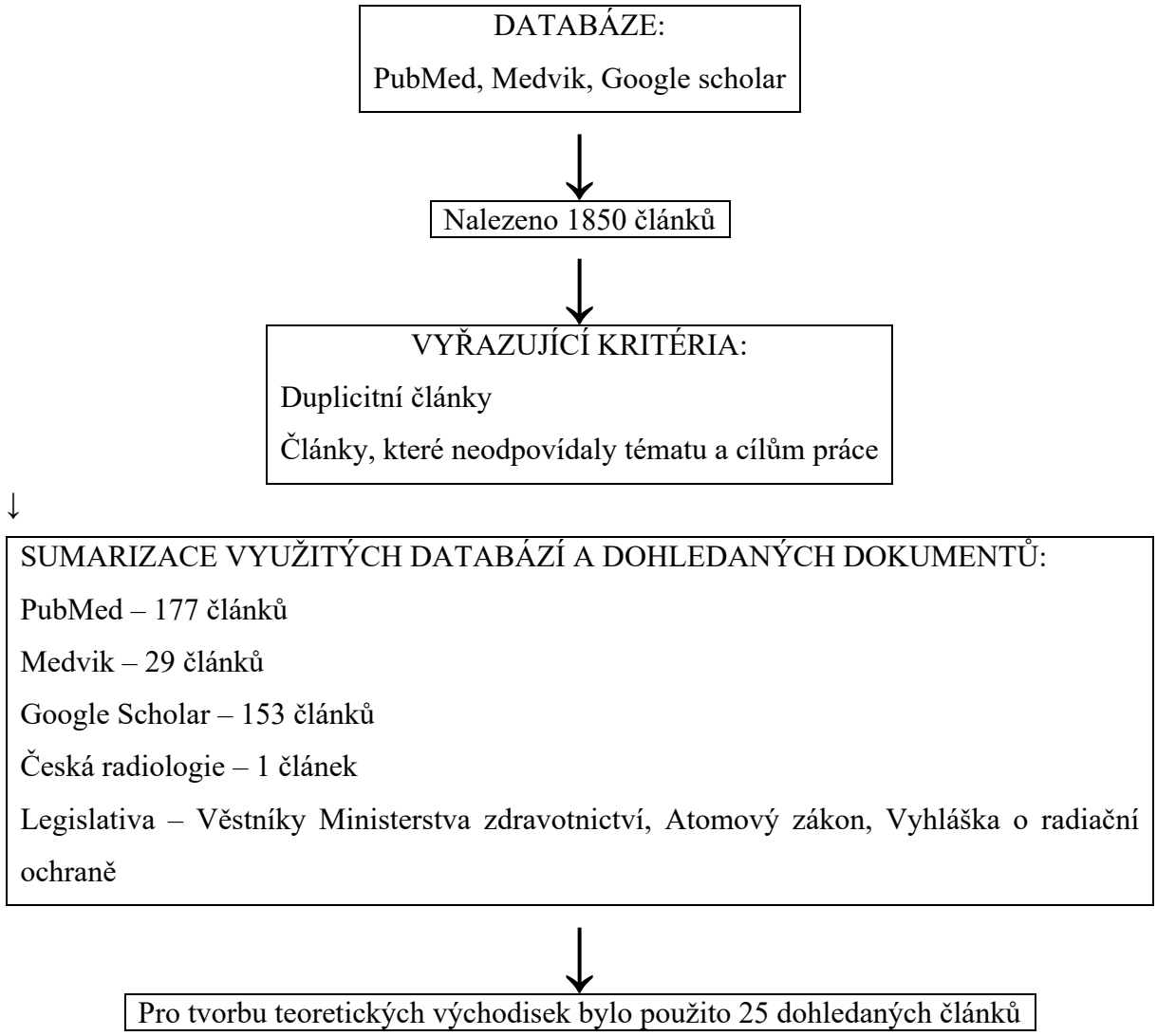
SEIDL, Zdeněk et al. *Radiologie pro studium i praxi*. Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-8221-8.

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-247-2842-1.

Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky: Národní radiologické standardy – výpočetní tomografie. 2016, ročník 2016, částka 2. [cit. 2024-04-06] Dostupné také z: https://mzd.gov.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/Věstn%C3%ADk%20MZ%20ČR%202-2016.pdf

Dále probíhala rešeršní strategie podle následujícího schématu:

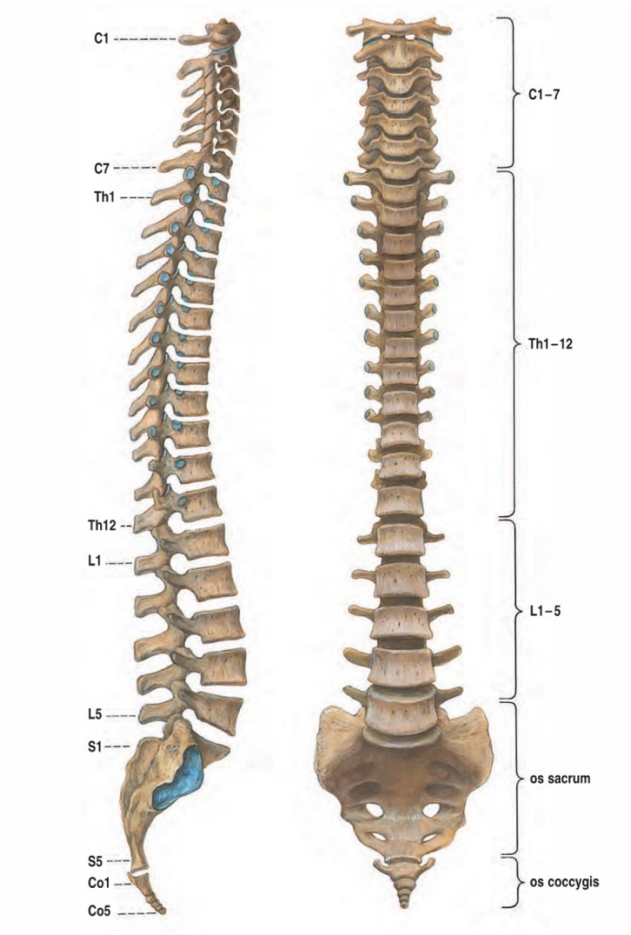



DATABÁZE:
PubMed, Medvik, Google scholar
Nalezeno 1850 článků
VYŘAZUJÍCÍ KRITÉRIA:
Duplicitní články
Články, které neodpovídaly tématu a cílům práce
↓
SUMARIZACE VYUŽITÝCH DATABÁZÍ A DOHLEDANÝCH DOKUMENTŮ:
PubMed – 177 článků
Medvik – 29 článků
Google Scholar – 153 článků
Česká radiologie – 1 článek
Legislativa – Věstníky Ministerstva zdravotnictví, Atomový zákon, Vyhláška o radiační ochraně
Pro tvorbu teoretických východisek bylo použito 25 dohledaných článků

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Anatomie páteře

Páteř je osová kostra trupu, která je tvořena obratli (vertebrae). Ty jsou pevně, avšak pohyblivě spojeny. Obratle se dělí dle oblasti těla na krční, hrudní, bederní, křížové a kostrční. V každé z těchto částí je jejich počet odlišný. Páteř se skládá ze 7 krčních obratlů, 12 hrudních, 5 bederních, 5 křížových (srůstajících v kost křížovou) a 4-5 kostrčních (srůstajících v kost kostrční). (Čihák, 2011)



Obrázek 1: Pohled na celou páteř zprava a zepředu

Zdroj: Čihák, 2011

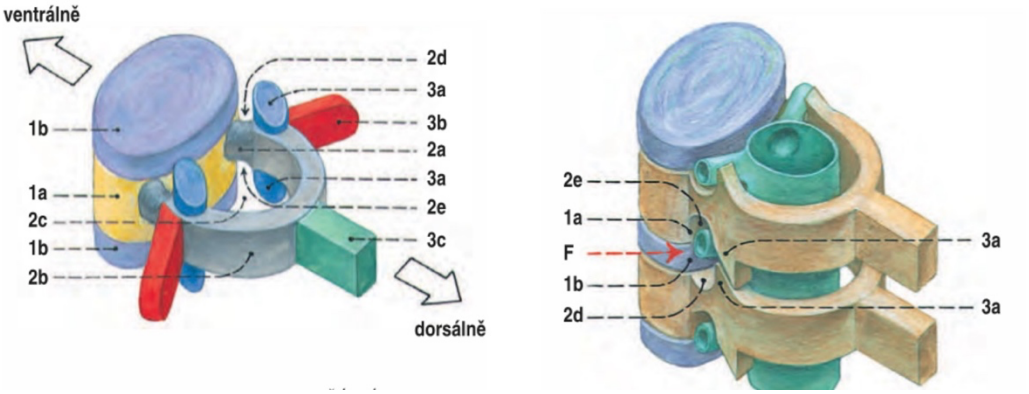
Délka páteře dospělého člověka tvoří asi 35 % výšky těla. Pětina až čtvrtina délky je tvořena meziobratlovými destičkami. Páteř má také svá přirozená zakřivení v sagitální rovině (lehce zakřivená může být i ve frontální rovině -> skoliosa). Lordosa je konvexní zakřivení dopředu a týká se části krční a bederní. Krční lordosa má vrchol při C4-C5, bederní při L3-L4. Kyfosa je opak lordosy a jde o konvexní zakřivení dozadu. Hrudní kyfosa má vrchol při Th6-

Th7. Při přechodu L5 a S1 je na páteř i úhlovité zalomení (promontorium) a dále pokračuje os sacrum s kyfotickým zakřivením. (Čihák, 2011)

Každý obratel se skládá z těla, oblouku a výběžků.

1. **Tělo obratle** (corpus vertebrae) je nosná část. Jde typicky o krátkou kost, která je vyplněna spongiosou s červenou kostní dření. Tělo je kraniálně i kaudálně zakončeno téměř rovnou meziobratlovou plochou (facies intervertebralis) s níž je spojena meziobratlová destička (discus intervertebralis). Její tvar a rozsah odpovídá intervertebrální ploše obratlového těla s nímž se spojuje.
2. **Oblouk obratle** (arcus vertebrae) chrání míchu. K obratlovému tělu je připojen zezadu. Mezi složky oblouku patří pediculus arcus vertebrae – připojuje oblouk k zadní ploše obratlového těla, lamina arcus vertebrae – obemyká míchu jako kostěná obloukovitá lamela, foramen vertebrale – je uzavřeno spojením oblouku s tělem, canalis vertebralis – vytváří jej foramina intervertebralia všech obratlů spolu se zadními obvody meziobratlových destiček a s vazy mezi těly a oblouky, incisura vertebralis superior et inferior – oblý zářez shora a zdola do oblouku vpravo i vlevo za pediklem, a foramina intervertebralia – obkrouženy dolní incisurou vyššího obratle, meziobratlovou destičkou, spojenými kloubními výběžky sousedních obratlů a horní incisurou nižšího obratle; jsou vždy v páru mezi dvěma obratli.
3. **Výběžky** (processus) jsou připojeny k oblouku a slouží k pohyblivosti obratle.
   a) **Kloubní výběžky** (processus articulares) jsou párové, připojené za pediklem těsně za incisura vertebralis superior et inferior. Processus articulares superiores míří kraniálně a obratel je jimi sklouben s vyšším obratlem. Processus articulares inferiores se spojují s výběžky nižšího obratle.
   b) **Příčné výběžky** (processus tranversi) jsou párové a od oblouku odstupují zevně.
   c) **Trnový výběžek** (processus spinosus) je nepárový a odstupuje dozadu.

V jednotlivých úsecích páteře se obratle v detailech liší. (Čihák, 2011)



Obrázek 2: Schéma obratle a páteřního kanálu

Zdroj: Čihák, 2011

Popis schématu obratle dle obrázku 2:

1 tělo obratle a meziobratlové destičky

2 oblouk obratle a útvary k němu náležející

3 výběžky

1a corpus vertebrae

1b discus intervertebralis

2a pediculus arcus vertebrae

2b lamina arcus vertebrae

2c foramen vertebrale

2d incisura vertebralis superior

2e incisura vertebralis inferior

3a processus articularis superior et inferior

3b processus transversus

3c processus spinosus

F foramen intervertebrale

2.1.1 Krční páteř

Krční obratle (vertebrae cervicales) jsou označovány C2-C7. Mají nízké tělo, kraniokaudálně prosedlé, transversálně širší a předozadně kratší. Na těle obratle je na levém i pravém okraji vyvýšená hrana a při pohledu zpředu lze vidět sedlovitý tvar prohbí (-> uncus corpi). Foramen vertebrale je trojhranné. Trnové výběžky jsou krátké a na konci rozdvojené. Obratel C1 trnový výběžek nemá a obratel C7, tzv. vertebra prominens, má trnový výběžek dlouhý paličkovitě zakončený, velmi dobře hmatný na přechodu šíje a zad. Příčné výběžky

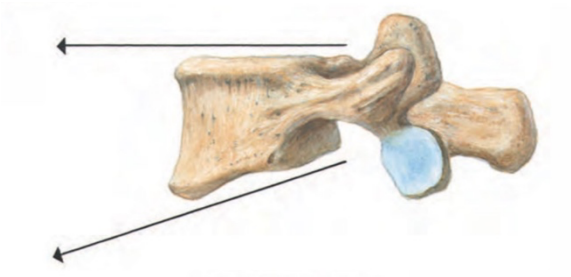
končí ve dvou hrbolcích, tuberculum anterius (představuje zakrnělé žebro) a tuberculum posterius (zakončení původního příčného výběžku). Foramen transversarium je otvor mezi původními složkami příčného výběžku a v rozsahu C6-C1 probíhá arteria vertebralis. Nejmenším obratlem je C3. Obratle C1 a C2 jsou tvarem zvláštní. Obratel C1 (=atlas, nosič) nemá tělo. Obratel C2 (=axis, čepovec) má na horní straně těla nápadný zub (dens axis), který je kuželovitě zakončen (apex axis). Tento zub vlastně tvoří tělo obratle C1. (Čihák, 2011)

2.1.2 Hrudní páteř

Hrudní obratle (vertebrae thoracicae) jsou označovány Th1-Th12. Svým tvarem jsou nejblíže obecnému tvaru obratlů. Těla jsou vysoká a předozadně hluboká. Od Th1 kaudálně výška obratle postupně roste. Foramen vertebrae je kruhové. Těla obratlů Th4-Th9 jsou mírně asymetrická. Jsou zpředu zleva zploštělá otiskem aorty (impressio aortica). Těla Th1 a Th2 svým tvarem připomínají krční obratle. Těla Th11 a Th12 jsou naopak tvarem blíže bederním obratlům. Příčné výběžky jsou delší, silné, zaoblené a na jejich konci jsou kloubní plošky pro hrbolky žeber (fovea costalis processus transversi). Spinózní výběžek je dlouhý (nejdelší mezi Th4 a Th8). Výběžky obratlů Th1-Th7 se sklánějí kaudálně a překládají se přes sebe, pak se postupně napřimují a zvyšují do tvaru výběžků obratlů bederních. (Čihák, 2011)

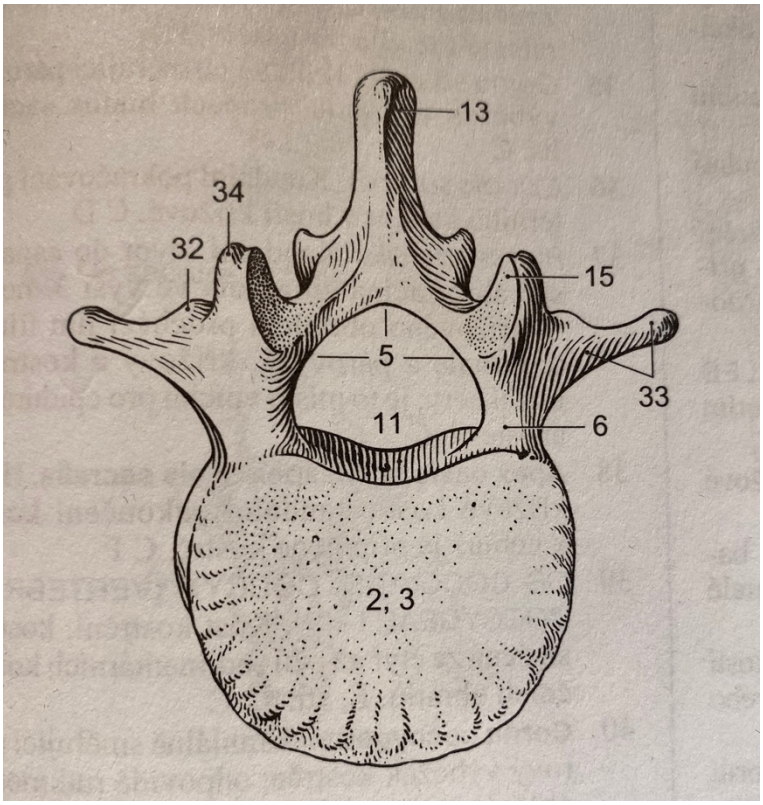
2.1.3 Bederní páteř

Bederní obratle (vertebrae lumbales) se zkratkou L1-L5 jsou ze všech obratlů největší. Tělo obratle je vysoké, transversálně rozměrnější a terminální plochy mají ledvinovitý tvar. Při přechodu L5 v kost křížovou je charakteristické zalomení (tzv. promontorium), protože tělo obratle L5 je vpředu vyšší než vzadu (viz obrázek 3). Oblouk obratlů je mohutný a obkružuje trojúhelníkové foramen vertebrale. Trnové výběžky mají tvar čtverhranných destiček, ze stran oploštělých. Processus costales u bederních obratlů zastupují příčné výběžky. Jsou štíhlé a poměrně dlouhé. Původem jejich vzniku jsou neúplně vyvinutá žebra. Původní příčné výběžky bederních obratlů jsou dva malé hrbolky – processus mamillaris a processus accessorius. Kloubní výběžky jsou vysoké. Silně zakřivené plošky stojí vertikálně, z pravé a levé strany divergují dozadu. Individuálně jsou pak odkloněny od frontální roviny, někdy se postavení blíží až k sagitální rovině. (Čihák, 2011)



Obrázek 3: Obratel L5 – typický tvar

Zdroj: Čihák, 2011



Obrázek 4: Bederní obratel

Zdroj: Daubner, 2007

Na obrázku 4 je popsáno:

2 corpus vertebrae

3 facies intervertebralis

5 arcus vertebrae

6 Pediculus arcus vertebrae

11 foramen vertebrale

13 processus spinosus

15 processus articularis superior

32 processus accesorius

33 processus costalis

34 processus mamillaris

2.2 Základní patologické stavy

2.2.1 Postižení skeletu

Kvantitativní úbytek kostní tkáně se obecně nazývá difuzní osteopenie a na snímku se projeví projasněním kosti. V tomto případě převažuje odbourávání kosti nad novotvorbou. Osteoporóza je podmíněna především hormonálními změnami ve stáří a na snímku ji lze poznat až při úbytku kostní tkáně o 40-50 %. Struktura kosti je prořídlá, ale kompakta neporušená, proto více vyniká. Difuzní osteoskleróza je naopak zmnožení kostní hmoty a převažuje zde kostní novotvorba nad odbouráváním. Na snímku se projeví celkovým zastíněním kosti. (Heřman, 2014)

Ložiskové změny jsou lokalizovány na jednom místě a jsou ostře ohraničeny. V časném stádiu je umožňuje zobrazit MR a metody NM, na CT jsou patrny později. Ložiskové změny mohou být osteolytické, osteoplastické nebo smíšené. Ložisková osteolýza se zobrazí jako projasnění, protože jde o destrukci kosti. Osteolýzou se nejčastěji projevují nádory a záněty. Ložisková osteoskleróza se projeví zastíněním, zde dochází k zahuštění struktury kosti. Může jít o fyziologický proces, častěji ale jde o proces patologický např. při reparativních změnách po traumatech, zánětech nebo kostním infarktu. Charakter osteosklerózy mohou mít i primární kostní nádory (osteomy) nebo kostní metastázy (typicky při ca prostaty nebo prsu). Změna tvaru obratlů bývá způsobena obvykle úrazy. Známkou kompresivní faktury je snížení obratlového těla ventrálně. Pokud je komprese vícečetná, jde obvykle o kompresi na základě osteoporózy. (Heřman, 2014)

2.2.2 Postižení meziobratlových plotének

Nejčastěji dochází k degenerativním změnám ploténky při čemž dojde ke snížení výšky ploténky, a to se na prostém snímku projeví snížením výšky meziobratlového prostoru. Známkou degenerativní změny ploténky je také tzv. vakuový fenomén, což je přítomnost plynu v ploténce. Na CT (a především na MR) lze posoudit nejen výšku ploténky, ale také její strukturu a vztah k páteřnímu kanálu, míše a nervovým kořenům. (Heřman, 2014)

2.2.3 Postižení páteřního kanálu

Postižení páteřního kanálu, nejčastěji zúžením, může být primární (vrozené), avšak častěji vzniká sekundárně, tedy v důsledku degenerativních změn nebo prominující ploténkou. Z prostého snímku lze hodnotit kostní změny a kalcifikace, proto je vhodnějším vyšetřením MR (případně CT). Stav míchy je možné spolehlivě hodnotit pouze na MR. (Heřman, 2014)

2.2.4 Vrozené vady a anomálie

Při numerické varietě se páteř bude lišit počtem obratlů v jednotlivých částech. V bederní části může být 6 bederních obratlů při lumbalizaci S1 nebo 4 obratle při sakralizaci L5. Vrozené bloky obratlů bývají spíše v krční a hrudní oblasti. Chybí nebo je neúplně vyvinutá meziobratlová ploténka, obratlová těla a oblouky jsou spojené. Poruchou osifikace vzniká hemivertebra. Chybí osifikační jádra a vytvoří se jen jedna strana obratle. Výsledkem je skolióza. Další osifikační anomálií je spina bifida occulta, což je rozštěp spinózního výběžku a dorzální části obratlového oblouku. (Heřman, 2014)

Mezi rozštěpové vady se ještě řadí meningokéla, meningomyokéla, což je spojeno s výhřezem míšních obalů, případně míchy mimo páteřní kanál. (Heřman, 2014)

Některé z variet a anomálií je možné diagnostikovat z prostého snímku. Při složitějších anatomických poměrech je vhodnější CT, MR pak prokáže patologické změny na míše a míšních obalech. (Heřman, 2014)

2.2.5 Trauma páteře a míchy

Při úrazu může dojít k poranění skeletu, vazů, meziobratlových plotének, míchy a nervových kořenů. Dle oblasti se úrazy různě klasifikují. Například při úrazu v torakolumbální oblasti se užívá klasifikace dle Denise. Pro hodnocení závažnosti se používá schématické rozdělení páteře na 3 sloupce. Jediné stabilní jsou zlomeniny předního sloupce, u všech ostatních je nutná chirurgická léčba. Dále lze dělit poranění páteře dle mechanismu traumatu a druhu poranění obratle a ligament podle AO klasifikace. Základní dělení je na 3 skupiny: flekční, distrakční a rotační. (Heřman, 2014)

Nejčastějším typem zlomeniny páteře jsou fraktury s klínovitou deformací těla. Označují se jako kompresivní fraktury. Dochází ke snížení výšky těla obratle ventrálně nejčastěji při prolomení horní krycí plochy. Může dojít i k tříštivé zlomenině obratlového těla, při kterém se vytvoří větší množství kostních fragmentů, dále pak s frakturou oblouků a kloubních výběžků. (Heřman, 2014)

Zobrazovací metody se volí dle závažnosti klinického obrazu. Důležitým hlediskem k volbě zobrazovací metody je i vyloučení nevhodné manipulace s pacientem. U lehčích

poranění se volí rentgenové snímky. U obtížně hodnotitelných úsecích nebo trvajících klinických příznacích traumatického poškození skeletu se volí metoda CT. Vždy se CT indikuje při polytraumatu. Vyšetření MR je indikováno při podezření na traumatické poškození míchy, vazů, traumatické výhřezy disků nebo epidurální krvácení. (Heřman, 2014)

2.2.6 Nádory

Nádory lze rozdělit podle lokalizace na intramedulární, intradurální extramedulární a extradurální. (Heřman, 2014)

Intramedulární nádory vycházejí z míchy a nejčastěji jde o ependyomy a astrocytomy. Nejsou patrné na prostých snímcích. Nejvhodnější zobrazovací metodou je MR, která ukáže rozšíření míchy v místě tumoru, změnu intenzity signálu a stlačení subarachnoidálního prostoru. (Heřman, 2014)

Intradurální extramedulární nádory jsou uložené v durálním vaku mimo míchu. Vychází nejčastěji z obalů míchy a odstupujících kořenů. Jde o schwannomy a meningeomy. Tyto nádory komprimují a utlačují míchu. Rostou pomalu a dlouho. Také u této skupiny je nejvhodnější zobrazovací metodou MR. (Heřman, 2014)

Extradurální nádory vycházejí ze struktur uložených zevně od tvrdé pleny, nejčastěji ze skeletu. Mohou být benigní i maligní. Benigní jsou hemangiom, osteoblastom a osteoidní osteom, z maligních jsou to metastázy, mnohočetný myelom, chordom. Propagaci těchto tumorů do páteřního kanálu nebo paravertebrálních měkkých tkání nejlépe zobrazí MR. Pravidlem jsou u těchto nádorů změny na skeletu, které lze zobrazit i na prostém snímku či CT. (Heřman, 2014)

2.2.7 Degenerativní onemocnění

Degenerativní změny jsou nejčastější příčinou bolesti páteře. K morfologickým a biochemickým změnám dochází na meziobratlových ploténkách, obratlích a vazech přirozeně s věkem. Vždy je nutné stanovit, zda jsou degenerativní změny příčinou klinických symptomů. Například osteofyty mohou zasahovat do páteřního kanálu a způsobí bolest, často jsou však přítomny a při běžných činnostech bolest nevyvolávají. (Heřman, 2014)

Přítomnost osteofytů na okrajích obratlových těl se označuje jako spondylosis deformans. Osteofyty jsou považovány za projev stárnutí, pokud nejsou zřejmým následkem jiného patologického procesu jako je například úraz nebo skolióza. (Heřman, 2014)

Pro označení degenerativních změn na intervertebrálních kloubech se užívá pojem spondylartróza. Dojde ke zúžení kloubní štěrbiny a k přítomnosti osteofytů na jejich okrajích.

Degenerativní změny ploténky se projeví snížením a protruzí ploténky a jsou označovány jako osteochondróza. Změny se týkají i sousedních obratlů, dochází ke sklerotizaci a nerovnosti krycích ploch obratlových těl. (Heřman, 2014)

Nejčastější příčinou bolesti jsou diskopatie. Obecně jsou takto označovány jakékoliv patologické změny na ploténce. Projeví se zmenšením obsahu vody, snížením výšky, přítomností bublinek plynu (vakuový fenomén), vytvoření trhlinek v anulus fibrosus, vyklenutím disku přes okraje obratlových těl. Vyklenutí ploténky mimo fyziologický prostor se nazývá hernie (výhřez). Malá hernie s širokou bazí je označována jako protruze. (Heřman, 2014)

Výhřezy disku bývají nejčastěji v lumbálním úseku páteře. Ve velké většině vznikají na podkladě degenerativních změn ploténky. Mohou ale vzniknout i v důsledku traumatu a jsou pak označovány jako traumatické hernie. (Heřman, 2014)

Netraumatický posun obratlů v sagitální rovině je označován jako spondylolistéza. Dochází při ní k posunu těla kraniálnějšího obratle ventrálně vůči kaudálněji uloženému obratli. Obvykle je spojena s degenerativními změnami příslušné ploténky, nejčastěji jejím snížením, případně protruzí. (Heřman, 2014)

Degenerativní změny lze zobrazit na prostém snímku páteře. Hodnotí se přítomnost osteofytů, sklerotizace, nerovnosti krycích ploch obratlů, spondylolistéza a lze posoudit výšku ploténky. Na CT a MR je možné zobrazit skelet, ale i meziobratlové prostory a jejich vztah k páteřnímu kanálu. (Heřman, 2014)

2.2.8 Zánětlivá onemocnění

Spondylodiscitida je bakteriální zánět obratlového těla a meziobratlové ploténky nejčastěji způsobený rozsevem infekce krevní cestou. Při zánětu dochází k destrukci ploténky a jejímu snížení, k rozrušení sousedící krycí ploténky obratlových těl, které se pak stávají nerovnými a šíří se i do kostní dřeně obratle. Mohou vznikat zánětlivé infiltráty a abscesy v paravertebrálních měkkých tkáních i v páteřním kanále, což pak vede ke kompresi a dráždění nervových struktur. (Heřman, 2014)

Hlavní význam má pro diagnostiku zánětlivých změn MR. Již v prvních dnech se zobrazí edém v postižené ploténce a sousedních obratlových tělech. Až později je patrné snížení meziobratlové ploténky. Prosté snímky nemají v časné diagnostice význam, protože na skeletu jsou první změny vidět po několika týdnech a nejsou specifické. Poté lze popsat snížení ploténky, subchondrální porózu, nerovnosti a neostrosti krycích ploch obratlových těl, později zborcení obratlů a porušení osy páteře a při hojení přeměnu změn osteolytických

na osteosklerotické. Podobně tomu je u CT, kde ale lze zobrazit i šíření do okolních měkkých tkání (méně spolehlivě než na MR). (Heřman, 2014)

2.3 Základní zobrazovací metody pro vyšetření bederní páteře

Mezi základní vyšetřovací metody se řadí prostý snímek, výpočetní tomografie, nukleární magnetická rezonance a také metody nukleární medicíny. (Heřman, 2014)

2.3.1 Prostý snímek

Standardně se páteř zobrazuje po jednotlivých úsecích ve dvou na sebe kolmých projekcích, a to v projekci předozadní a bočné (obrázky 5 a 6). Může se doplnit také projekce šikmá nebo cílené snímky např. na craniocervikální přechod. Typicky u bederní páteře lze doplnit snímky funkční pro hodnocení pohyblivosti segmentů. Jde o snímky v předklonu, záklonu, případně úklonu. Specificky se provádí snímky pro diagnostiku skoliózy. Jde o snímky vestoje na dlouhý formát, kde je zachycena kompletně celá páteř. Mezi hlavní indikace k rtg páteře patří akutní a chronické bolestivé syndromy, podezření na poúrazové a degenerativní změny skeletu, vrozené anomálie, metastázy, instabilita, zánětlivé změny a poruchy osy páteře. (Heřman, 2014)

RTG vyšetření bývá v diagnostickém algoritmu na prvním místě vzhledem k dostupnosti a jednoduchosti. U lehčích traumat je naprosto dostačující, při nejasném nálezu je možné doplnit CT vyšetření. (Ferda, 2015)

Při popisu se hodnotí osa páteře, tvar a struktura obratlů, výška meziobratlových prostor, šíře páteřního kanálu a paravertebrální měkké tkáně. (Heřman, 2014)

Obrázek 5: Snímek bederní páteře v AP projekci

Zdroj: vlastní

Obrázek 6: Snímek bederní páteře v LAT projekci

Zdroj: vlastní

2.3.2 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie je indikována především u úrazových stavů, strukturálních a degenerativních změn skeletu, zobrazují se diskopatie, vrozené anomálie skeletu, zánětlivé změny na skeletu a paravertebrální měkké tkáně. Zpravidla je vyšetřován jen ohraničený úsek páteře. U polytraumat při celotělovém CT lze získat data pro rekonstrukce jednotlivých úseků páteře z provedeného vyšetření hrudníku a břicha. CT je základní metodou pro hodnocení traumatických změn skeletu. (Heřman, 2014)

2.3.3 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MR) dostává velmi často přednost před CT v algoritmech vyšetřovacích metod CNS. A to z důvodu posouzení míchy v sagitální a koronární rovině, lepší kvality posouzení meziobratlových plotének a vazů, a struktury kostní dřeně. K posouzení degenerativních kostních změn se ale využívá technologie CT. (Mechl, 2002)

Vyšetření MR není metodou první volby v akutních stavech. Vždy přináší doplňující informaci k CT a RTG. Indikací k akutnímu MR jsou traumata s podezřením na poranění míchy, nestabilitu páteře nebo zhoršení stavu nervových funkcí (syndrom kaudy). Při akutní indikaci se musí přihlížet k delší době vyšetření oproti CT a také ke kontraindikacím k MR. (Jandura, 2019)

2.3.4 Metody nukleární medicíny

Scintigrafie skeletu má vysokou senzitivitu detekovat i minimální změny metabolického obratu v kostní tkáni. Změny v metabolismu předstihují strukturální změny v kostní tkáni. Indikace se dělí na onkologické a neonkologické. Mezi onkologické patří nejčastěji podezření na metastatické postižení skeletu či primární nádory kostí. Mezi neonkologické řadíme kostní infekce, traumata, nekrózy kostní tkáně či metabolická onemocnění. Planární scintigrafické vyšetření se pro upřesnění nálezu může doplnit tomografickým SPECT/CT. (Ferda, 2015)

2.4 Výpočetní tomografie

Základním vyšetřením využívající rentgenové záření je skiagrafie. Protože jde o dvourozměrné (planární) zobrazení třírozměrného objektu, dochází k sumaci struktur. Výpočetní tomografie (computed tomography = CT) je zobrazovací metoda, která taktéž využívá vlastnosti rentgenového záření, ale získáme i 3D obraz. Jde zejména o schopnost absorpce rentgenového záření v tkáních. K detekci oslabeného záření po průchodu tkání slouží soustava detektorů, kde je záření registrováno a následně převedeno na elektrický signál, který je pak odeslán ke zpracování do počítače. V rámci základních postprocessingových postupů je vyšetření doplněno o MPR (=multiplanární rekonstrukce), nebo je možné přepočítat obrazy v jiném (např. kostním) okně, nebo zpracovat 3D rekonstrukce skeletu (VRT). (Vomáčka, 2023)

2.4.1 CT přístroj

CT přístroj je tvořen soustavou rentgenka – detektor, respektive sadou detektorů. Tato soustava je součástí tzv. gantry. Pacient během vyšetření leží na vyšetřovacím stole s výsuvnou deskou. V průběhu vyšetření pacient postupně zajíždí do středu gantry a kolem něj se otáčí rentgenka s detektory. (Ferda,2015)

Obrázek 7: CT přístroj Siemens Somatom Scope

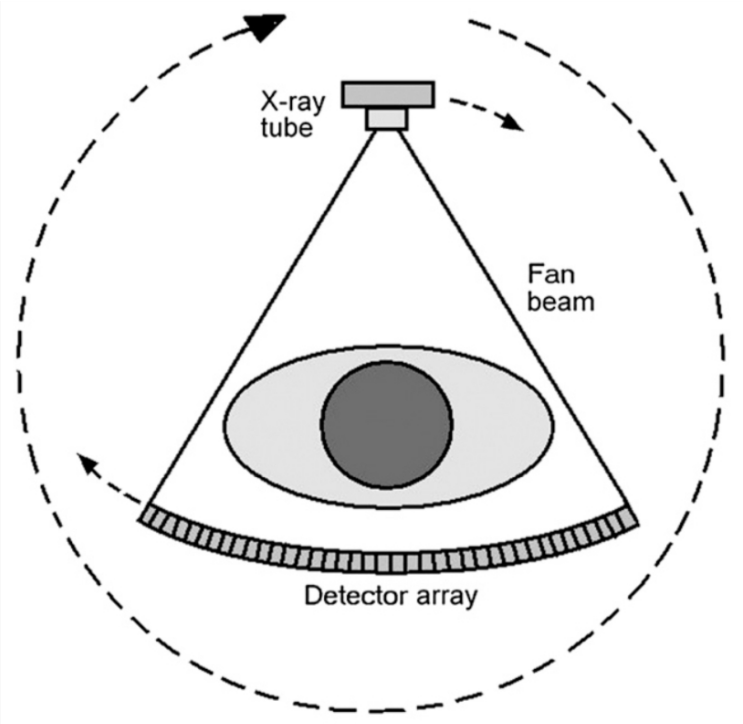
Zdroj: vlastní

V dnešní době se využívá technologie CT přístrojů třetí generace. Využívají se multidetektorové přístroje (MDCT), což znamená, že detektory jsou uložené ve více řadách, což umožňuje vyhotovení většího počtu řezů během jedné rotace. Skenování probíhá za kontinuální rotace soustavy rentgenka – detektory a současného posunu vyšetřovacího stolu s pacientem, pro tento způsob vyšetření je využívá pojem spirální (nebo helikální) CT. (Ferda, 2015)

Vývoj CT přístrojů byl postupný a prozatím existuje 5 generací. První generace CT využívala tužkového RTG svazku s jediným protilehlým detektorem a použití bylo omezeno pouze na hlavu. U druhé generace CT přístrojů se stejně jako u první využíval translačně rotační pohyb, ale již bylo využito mírně vějířovitého svazku a náběr dat byl rychlejší. (Ullmann)

Třetí generace CT přístroje už využívá pouze rotační pohyb. Přístroje druhé generace využívaly pohybu rotačně translačního. Posuny a rotace bylo nutné provádět velmi rychle a přesně bez způsobení výrazných vibrací způsobených pohybem těžkých rentgenových trubic a další elektroniky. Tyto vibrace mohly způsobovat promítání dat přes špatné voxely, což vytvářelo četné artefakty. Od translačního pohybu tak bylo upuštěno a třetí generace CT přístrojů využívá plynulejší a jednodušší rotační pohyb. (Goldman, 2007)

Přístroje čtvrté a páté generace nebyly příliš rozšířeny, protože nepřinášely zásadní výhody pro klinickou praxi v porovnání s konstrukcí přístrojů třetí generace. (Seidl, 2012)



Obrázek 8: Geometrie třetí generace

Zdroj: Goldman, 2007

Kromě samotného CT přístroje s vyšetřovacím stolem se na vyšetřovně nachází ještě tlakový injektor pro podání jódové kontrastní látky nebo anesteziologický přístroj. Součástí pracoviště je i obslužná stanice pro radiologické asistenty, vyhodnocovací stanice pro lékaře a PACSová stanice. (Vomáčka, 2023)

2.4.2 Náběr dat

Data jsou získávána ve vrstvách. Jednotlivé obrazy vrstev jsou digitální obrazy, které jsou tvořeny maticí (nejčastěji 512 x 512). V jednotlivých místech vyšetřované vrstvy přístroj vypočítá míru oslabení záření, což se označuje pojmem denzita. Ta se udává v Hounsfieldových jednotkách (HU – Hounsfield Unit). Základní stupnice denzit je rozdělena na 4096 stupňů, od - 1000 HU po +3096 HU. Rozdělení této škály vychází ze dvou bodů: -1000 HU odpovídá denzitě vzduchu a 0 HU odpovídá denzitě destilované vody. Některé další denzity tkání jsou uvedeny v následující tabulce. (Heřman, 2014)

Tabulka 1: Denzity některých tkání

Druh tkáně	**Denzita**
Kalcifikace	>85 HU
Kosti	>700 HU
Sražená krev (koagulum)	65-85 HU
Nekoagulovaná krev	30-45 HU
Měkké tkáně, parenchymové orgány	25-70 HU
Tekutinové útvary (likvor, moč, žluč)	0-15 HU
Tuk	-40 až -120 HU
Vzdušná plíce	-800 až -900 HU

Zdroj: Vomáčka, 2023

Denzita jednotlivých obrazových bodů je kódována do stupňů šedi. Při vyšší absorpci rentgenového záření je daný bod světlejší. Lidské oko dokáže rozlišit pouze 16 stupňů šedi, proto zobrazujeme vždy jen část denzní škály tzv. okno, které má přesně definovanou šířku a střed. Obrazové body mimo zvolené okno se zobrazují buď jako černé (pod dolní hranicí) nebo jako bílé (nad horní hranicí). Použití oken umožňuje vizuálně posoudit i malé rozdíly v absorpci rentgenového záření. (Ferda, 2015)

Tabulka 2: Základní prohlížecí okna při CT vyšetření

Vyšetřovaný orgán	**Šířka okna**	**Střed okna**
Mozek	75–90	30
Břicho	350	35
Mediastinum	400	40
Plíce	1600	-600
Skelet 1	1300	300
Skelet 2	3700	600

Zdroj: Vomáčka, 2023

2.4.3 Princip získávání obrazu

Z rentgenky vychází svazek rentgenového záření, který je vycloněn do tvaru vějíře. Šířka tohoto vějíře určuje šířku zobrazované vrstvy. Záření prochází pacientem a následně dopadá na detektory uložené naproti rentgence na části kruhové výseče. Během expozice jedné vrstvy se systém rentgenka – detektory otočí kolem pacienta o 360°. Doba rotace (expoziční čas) se pohybuje přibližně od 0,3 do 2 sekund. Během rotace se změří stovky dat každým z detektorů, a tato data počítač rekonstruuje do obrazu dané vrstvy. (Heřman, 2014)

2.5 Dávková distribuce při CT

Distribuce dávky při CT vyšetření je rozlišná od klasické skiagrafie. Dávka na vstupu pacienta je největší – 100 %, s přibývající hloubkou výrazně klesá a na výstupu je nejmenší – okolo 1 %. CT je zobrazovací metoda tomografická a to znamená, že jsou získávány jednotlivé řezy vyšetřovaného objemu. Z dat z jednotlivých řezů lze získat rekonstrukce i jiných rovin než axiální. Popsat dávkovou distribuci při CT oproti skiagrafii je tak obtížnější, protože se velmi liší uvnitř objemu v závislosti na velikosti pacienta. (Súkupová, 2015)

2.5.1 Veličiny

V následující tabulce jsou uvedeny parametry, které mají určitý vliv na dávku záření.

Tabulka 3: Parametry s vlivem na dávku

Parametr	**Definice**	**Vliv na dávku**	**Jednotka**
Napětí na rentgence	Energie svazku	Úměrné druhé mocnině změny napětí na rentgence	kV
Součin proudu rentgenky a času	Množství záření za jednotku času	Přímo úměrné dávce.	mAs
Pitch	Poměr velikosti posunu stolu na jednu rotaci rentgenky v gantry a celkové kolimace svazku	Nepřímo úměrné dávce.	-
$CTDI_w$	Vážený kermový index výpočetní tomografie	Dávka, která by dopadla do určitého objemu.	mGy
Parametr	Definice	Vliv na dávku	Jednotka
$CTDI_{vol}$	Objemový dávkový index -> $CTDI_w$/ pitch	Přímo úměrný dávce v objemu bez ohledu na pitch faktor.	mGy
DLP	$CTDI_{vol}$ x délka skenování	Přímo úměrný dávce v celkové ozářené oblasti.	mGy*cm

Parametr	Definice	Vliv na dávku	Jednotka
Efektivní dávka	Celková expozice	Přímo úměrný dávce v celkové ozářené oblasti a celkové riziko ozářených tkání.	mSv

Zdroj: Goo, 2012

2.5.2 Parametry CTDI a DLP

Nejčastěji používané veličiny pro sledování dávek při CT vyšetření jsou CTDI ($CTDI_w$ a $CTDI_{vol}$) a DLP. Ani jedna z nich není podobná veličině kerma (vstupní povrchová dávka), která se užívá u klasické skiagrafie.

- $CTDI_w$ je vážený kermový index výpočetní tomografie a představuje pouze parametr, který udává, kolik dávky dopadlo na pacienta. Neříká nic o dávkové distribuci v objemu pacienta (příp. fantomu). Při použití stejné dávky $CTDI_w$ pro různé velikosti fantomu dojde k různému ozáření uvnitř objemu, a tak i k různé dávkové zátěži pacientů. Z toho vyplývá, že velký pacient bude ozářet mnohem méně než malý pacient při stejné $CTDI_w$.
- $CTDI_{vol}$ je objemový kermový index výpočetní tomografie a představuje dávku na řez (hustotu skenování každého řezu). Jednotkou je mGy. Tato standardizovaná veličina umožňuje kvantifikovat dávkový výstup z CT přístroje, nejde přímo o dávku pacientovi.
- DLP (dose-lenght product) je součin $CTDI_{vol}$ a délky skenu, a jednotkou je mGy*cm. Lze říci, že DLP je vlastně $CTDI_{vol}$ integrovaná přes celý skenovaný objem.

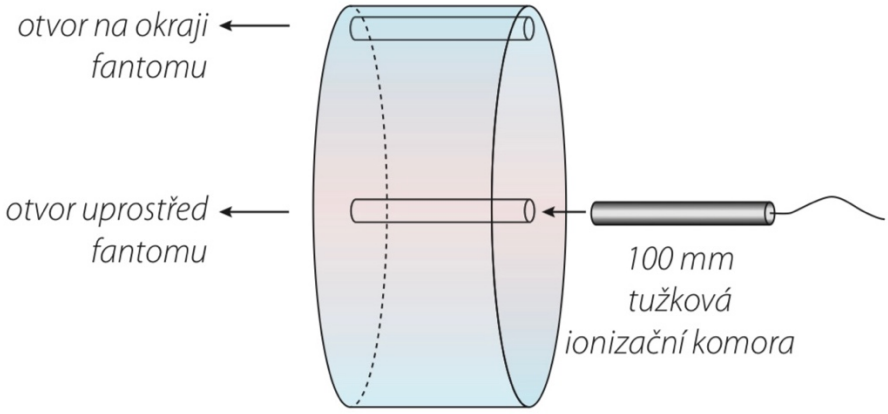
Některé CT skenery dodatečně uvádí i veličinu SSDE (Size Specific Dose Estimation), což je veličina $CTDI_{vol}$ korigovaná na velikost pacienta. Umožňuje přesnější odhad dávky distribuované v pacientovi. Jednotkou veličiny SSDE je mGy. (Súkupová, 2017)

2.5.3 Stanovení dávky pacientovi

Stanovení dávky pacientům je vyžadováno směrnicí 2013/59/EURATOM a z ní vyplývající českou legislativou.

Jak již bylo zmíněno v předešlé kapitole, pacientem obdrženou dávku lze spíše odhadnout. K odhadu dávky jsou doporučeny a používány veličiny $CTDI_{vol}$ a DLP, ačkoliv bez další korekce nejsou vhodné, protože nezohledňují velikost pacienta, ale pouze radiační výstup z CT skeneru. $CTDI_{vol}$ je uváděn skenery a vychází z parametru $CTDI_w$, který je založen na dvou změřených hodnotách $CTDI_{100,c}$ a $CTDI_{100,p}$. Měří se tužkovou ionizační komorou o délce 100 mm, která je umístěna do speciálních děr uvnitř fantomu (viz obrázek 9). Měření probíhá uprostřed fantomu ($CTDI_{100,c}$) nebo na periferii ($CTDI_{100,p}$). Pomocí těchto dvou hodnot pak lze vypočítat hodnotu $CTDI_w$ pomocí vztahu:

$CTDIw = \frac{1}{3} CTDI100, c + \frac{2}{3} CTDI\ 100, p$ (Národní radiologické standardy – radiologická fyzika, 2015)



Obrázek 9: Ukázka měřících míst ve fantomu

Zdroj: Súkupová, 2015

Pokud vztáhneme parametr $CTDI_w$ na pitch faktor, získáme parametr $CTDI_{vol}$. Pitch faktor je definován jako vzdálenost, kterou urazí stůl při jedné rotaci rentgenky o 360° a celkové tloušťky kolimovaného svazku.

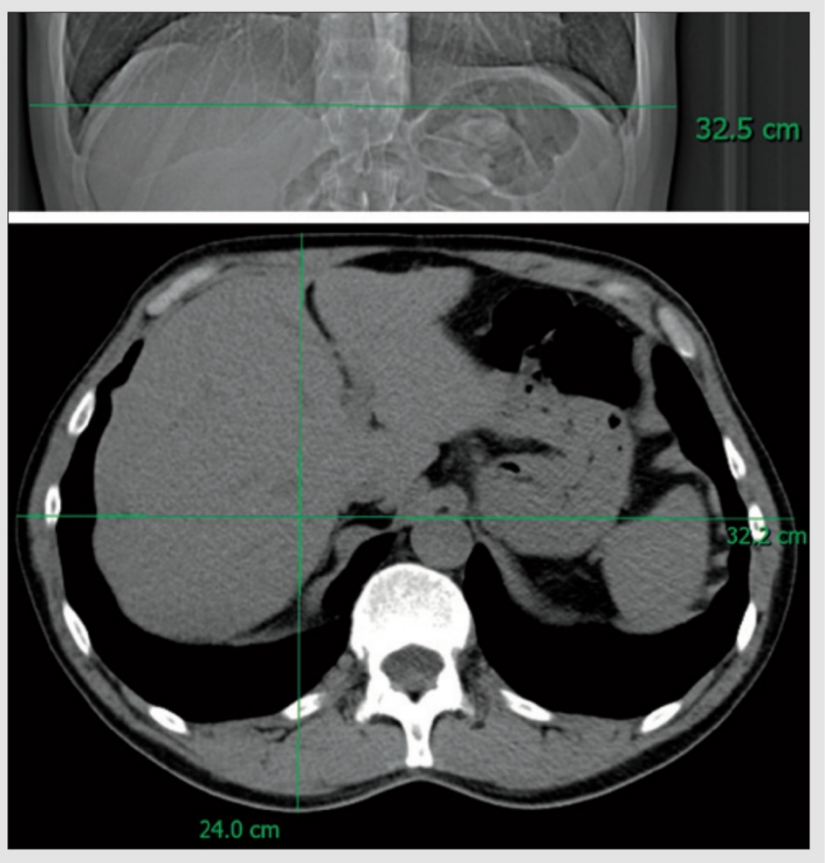
$CTDI\ vol = \frac{CTDIw}{pitch}$ (Národní radiologické standardy – radiologická fyzika, 2015)

Pro měření hodnot se používají fantomy kruhového průřezu o průměrech 32 nebo 16 cm. Cylindrický tvar fantomů neodpovídá tvaru pacienta. Ten má průřez spíše oválný. Proto

se zavádí tzv. efektivní průměr pacienta pro konverzi hodnot $CTDI_{vol}$ z kruhového na eliptický průřez s různými rozměry. (Súkupová, 2015)

2.5.4 Efektivní průměr pacienta

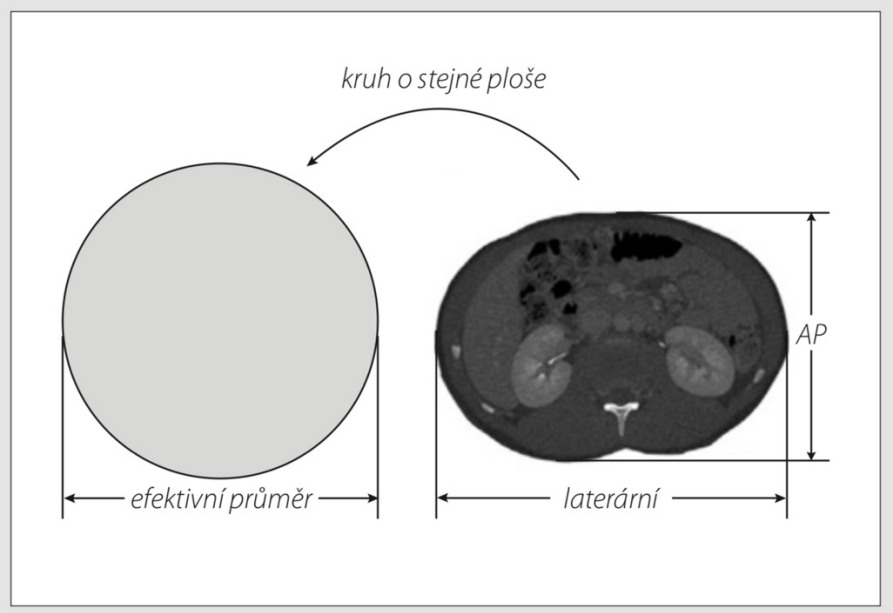
Pro výpočet efektivního průměru pacienta je potřeba znát boční průměr pacienta (LAT průměr) a/nebo předozadní průměr pacienta (AP průměr). Z topogramu je možné zjistit LAT průměr. Pokud se provádí dva topogramy (v AP a LAT projekci), lze takto zjistit i AP průměr. Druhou možností je oba tyto rozměry zjistit přímo z axiálního skenu. Ukázka je uvedena na obrázku. (Súkupová, 2015)



Obrázek 10: Měření průměru pacienta z topogramu

Zdroj: Súkupová, 2015

Efektivní průměr pacienta odpovídá průměru kruhu, jehož plocha průřezu je stejná, jako je plocha průřezu pacienta. Znázorněno na obrázku 8. Výpočtem dostaneme, že efektivní průměr = $\sqrt{AP * LAT}$. Pro korekci $CTDI_{vol}$ na velikost pacienta je potřeba použít ještě konverzní faktor. Nově vzniklý parametr se označuje jako SSDE (Size Specific Dose Estimate). (Súkupová, 2015)



Obrázek 11: Efektivní průměr

Zdroj: Súkupová, 2015

2.5.5 Konverzní faktor

Konverzní faktory jsou rozděleny do dvou částí. Každá část obsahuje čtyři podtabulky, ve kterých je možné vyhledat konverzní faktor podle toho, zda je známý AP průměr, LAT průměr nebo obě hodnoty. Ve vyšetřovacím protokolu vždy musí být uvedena velikost fantomu, ke kterému je vztažena původní hodnota $CTDI_{vol}$. Pokud je efektivní průměr pacienta menší než průměr daného fantomu (konverzní faktory jsou stanoveny pouze pro dva referenční fantomy velikosti 32 a 16 cm), konverzní faktor nabývá hodnoty větší než 1. V tomto případě na CT přístroji uváděná hodnota $CTDI_{vol}$ podhodnocuje dávku, kterou pacient obdržel. Když je efektivní průměr pacienta je větší než průměr fantomu, konverzní faktor nabývá hodnoty menší než 1 a hodnota $CTDI_{vol}$ nadhodnocuje dávku, kterou pacient obdržel. (Súkupová, 2015)

Pro převod $CTDI_{vol}$ na SSDE pomocí konverzního faktoru postačí znalost LAT průměru získaného z topogramu. V případě znalosti obou průměrů (AP i LAT) bude stanovení efektivního průměru přesnější, a tak lze zvolit vhodnější konverzní faktor. Použití konverzních faktorů má své limity a to, že je použit vždy pouze pro jeden daný sken v závislosti na průměr pacienta. V různých oblastech skenovaného objemu se průměr pacienta může lišit, a je tak vhodné stanovit průměrnou SSDE pro všechny řezy. Konverzní faktory je možné použít pro oblast hrudníku, břicha i pánve. (Súkupová, 2015)

I přes to, že bylo prokázáno, že parametr SSDE velmi dobře koreluje s dávkou absorbovanou ve skenovaném objemu, stále jde pouze o průměrnou dávku. SSDE tedy nelze použít pro výpočet jednotlivých orgánových dávek.

Hodnoty SSDE spolu s $CTDI_{vol}$ uvádějí jen některé softwary. Pro pacienty střední velikosti nejsou rozdíly mezi těmito dvěma hodnotami významné. (Súkupová, 2015)

2.6 Techniky využívané ke snížení dávky

Technologie, které mohou vést ke snížení dávky u CT vyšetření:

1) Automatická modulace proudu v závislosti na anatomii pacienta (+ orgánová modulace proudu)
2) Automatická volba napětí
3) Adaptivní stínění zavedením dynamických kolimátorů
4) EKG-gating náběru dat
5) Iterativní rekonstrukce
6) Softwarové možnosti snížení šumu v obraze
7) Lepší detekční účinnost detektorů (Súkupová ,2014)

Automatická modulace proudu (ATCM) funguje na principu expoziční automatiky, což znamená, že expozice je ukončena pod dopadu dostatečného množství záření na detektor. V tomto případě ale velmi důležitá správná centrace pacienta. Při špatné centraci pacienta do izocentra není správně a efektivně využíván bow-tie filtr. Špatná centrace ve vertikálním směru se projeví při boční projekci. Dojde na přezáření horní části pacienta, a naopak k podzáření dolní části těla pacienta. Rentgenové záření je nejprve zeslabeno silnější stranou bow-tie filtru a pak ještě relativně velkým objemem pacienta. Bow-tie filtr tak neplní správně svou funkci a fluence energie na detektoru se stává silně nehomogenní. To zapříčiní nárůst šumu v obraze. V horizontálním směru může dojít také ke špatné centraci a v takovém případě jedna strana pacienta obdrží větší dávku než druhá (např. pravá strana dostane větší dávku než levá). Nárůst dávky se projeví na hodnotě $CTDI_{vol}$ a v důsledku toho i na hodnotě DLP. (Súkupová, 2014)

ATCM moduluje proud ve směru osy Z, tedy v závislosti na anatomii pacienta a označuje se jako podélná modulace. Využívá se např. při přechodu z oblasti hrudníku do oblasti břicha. Dále může být využívána úhlová modulace, ke které dochází při samotném pohybu rentgenky, kdy množství záření v AP a boční projekci nebude stejné. Dojde tak k oscilaci proudu. V praxi

to znamená, že z jakékoliv projekce dopadne na detektor vždy potřebné množství záření. (Súkupová, 2014)

Další možností je použití automatické volby napětí. Standardně je CT vyšetření prováděno při napětí 120 kV. Pokud se napětí sníží např. na 100 kV nebo 80 kV, zlepší se kontrast v obraze, kvůli většímu zastoupení fotoefektu a menšímu zastoupení Comptonova jevu. Díky lepšímu kontrastu pak lze snížit proud, což vede ke snížení dávky pacientům. Důvodem je, že oko lépe toleruje šum při vyšším kontrastu. U velkých pacientů je míra šumu podstatně větší, proto se snižování napětí uplatňuje u pacientů menších, a především u dětí. (Súkupová, 2014)

2.7 Radiační ochrana

V důsledků ozáření vznikají deterministické a stochastické účinky, před kterými je potřeba se chránit. Cílem radiační ochrany je vyloučit vznik deterministických účinků a snížit riziko vzniku stochastických na minimum, respektive na úroveň přijatelnou pro jedince i společnost. (Súkupová, 2018)

Existují základní 4 principy radiační ochrany. Princip zdůvodnění, optimalizace, limitování dávek a zabezpečení radionuklidových zdrojů.

2.7.1 Princip zdůvodnění

Princip zdůvodnění nám říká, že při využití ionizujícího záření by mělo pro pacienta mít vyšetření dostatečný benefit, protože vždy dochází k určité újmě způsobené zářením. Pro příklad dostatečný benefit je např. diagnostika onemocnění a možnost započít léčbu či zlepšení stavu nemoci (například intervenční výkony). Nejprve je nutné zvážit použití metody, která nevyužívá ionizující záření jako je ultrasonografie či magnetická rezonance. Pokud to není možné, musí být jasně stanovena indikace proč se má použít ionizující záření, aby bylo možné zhodnotit benefit plynoucí z vyšetření. Typickým příkladem nedodržování principu zdůvodnění je provádění prostého snímku srdce a plic při každé návštěvě určité ordinace či provádění CT vyšetření v příliš krátkých časových intervalech v průběhu léčby. Pacientovi je předepsána medikace a např. každý měsíc je mu provedeno CT vyšetření. Výsledek tohoto vyšetření však průběh léčby nijak neovlivní a pacient dál pokračuje v předem stanovené medikaci. V České republice existuje dokument, který indikujícím lékařům poskytuje návod, jak by měli postupovat při indikaci radiodiagnostických výkonů. Dokument Indikační kritéria pro zobrazovací metody vyšel v roce 2003 ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví. Vzhledem ke stáří českého dokumentu je vhodné vycházet spíše z doporučení či guidelines některých zahraničních organizací např. od American College of Radiology – Appropriateness Criteria. (Súkupová, 2018)

2.7.2 Princip optimalizace

Princip optimalizace je jedním z hlavních pilířů radiační ochrany. Bývá označován zkratkou ALARA, což znamená „as low as reasonably achievable“. Říká nám, že vyšetření má být provedeno tak, aby byla získána požadovaná diagnostická informace za co nejnižší dávky, která je rozumně dosažitelná. Pro lékařské ozáření neplatí limity, protože by se mohlo stát, že by u pacienta došlo k překročení a lékař by tak vyšetření neindikoval, což by pacienta mohlo poškodit. (Súkupová, 2018)

Lékařské ozáření se proto řídí tzv. národní diagnostickou referenční úrovní – NDRÚ a zní vyplývající místní diagnostickou referenční úrovní – MDRÚ. Národní diagnostické referenční úrovně jsou stanoveny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidových zdrojů v příloze č. 22 a jsou uvedeny v tabulce 4. Pro stanovení MDRÚ pro CT se používá parametr DLP a $CTDI_{vol}$. Tyto hodnoty se uvádějí pro standardního pacienta s hmotností 70 kg ± 5 kg. (Súkupová, 2015; Vyhláška č. 422/2016 Sb., ve znění pozdějších předpisů)

„*MDRÚ se rozumí hodnota příslušné dávkové veličiny, která je pro konkrétní zdravotnické zařízení a určitý místní radiologický standard stanovena jako aritmetický průměr z průměrných hodnot těchto veličin z jednotlivých vyšetřoven / přístrojů zdravotnického zařízení. Hodnoty MDRÚ jsou součástí místních radiologických standardů.*“ (Národní radiologické standardy – radiologická fyzika, 2015)

Tabulka 4: Typické hodnoty CTDI a DLP pro různá vyšetření

Typ vyšetření	**$CTDI_{vol}$ (mGy)**	**DLP (mGy*cm)**
Hlava	65	1100
Krk	21	500
Hrudník	15	500
Páteř	32	550
Břicho	19	750
Pánev	25	860

Zdroj: Vyhláška č. 422/2016 Sb., ve znění pozdějších předpisů

2.7.3 Princip limitování dávek

Obecně lze ozáření rozdělit na ozáření při práci, lékařské ozáření a ozáření obyvatel. Limity platí pro běžnou populaci, zdravotnické a radiační pracovníky a studenty. Pro pacienty limity stanovené nejsou, lékařské ozáření limitům nepodléhá. Mohlo by to omezovat možný zdravotní přínos pro pacienta. Jako součást optimalizace jsou ale stanoveny diagnostické referenční úrovně. Podle Vyhlášky č. 422/2016 Sb., vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje jsou definovány limity: obecné pro obyvatele, pro radiačního pracovníka, pro žáka a studenta a odvozené limity. (Vyhláška č. 422/2016 Sb., ve znění pozdějších předpisů)

2.7.4 Princip zabezpečení radionuklidových zdrojů

Princip bezpečnosti radionuklidových zdrojů vyžaduje, aby zdroje podléhaly pravidelné kontrole – ověření stability a spolehlivosti. V této oblasti se uplatňuje systém zkoušek.

Před prvním použitím RTG systému pro klinické účely je provedena zkouška přejímací a následně se parametry kontrolují pomocí zkoušek provozní stálosti a dlouhodobé stability. (Vyhláška č. 422/2016 Sb., ve znění pozdějších předpisů)

2.8 CT vyšetření bederní páteře

V následující tabulce je přehledně uvedeno, jak obecně probíhá vyšetření bederní páteře na CT.

Tabulka 5: CT protokol LS páteře

Provedení	Nativně, lze i podat KL i.v.
Poloha pacienta	Vleže na zádech, ruce vzpaženy
Instrukce pacientovi	Nadechnout a nedýchat.
Rozsah vyšetření	Necíleně L1-S1, cíleně na požadované obratle vč. meziobratlových prostor
Topogram	bočný
kV	120 (event. 130-140 pro pacienty nad 120 kg)
mAs (doporučené)	280-500
Kolimace	Dle konstrukce přístroje
Pitch	Dle konstrukce přístroje
Tloušťka vyšetřované vrstvy	0,75-1 mm kostní kernel 2-3 mm měkkotkáňový kernel
Rekonstrukce	V kostním kernelu ve třech rovinách V měkkotkáňovém kernelu v sagitální a axiální rovině

Zdroj: Národní radiologické standardy – výpočetní tomografie, 2016

Vyšetření vždy začíná indikací lékaře na základě klinického vyšetření a vypsáním žádanky k provedení lékařského ozáření. Indikující lékař se řídí Věstníkem MZ ČR – Indikační kritéria pro zobrazovací metody. Vždy je nutné zjistit předchozí diagnostická i terapeutická ozáření, aby nedocházelo ke zbytečnému ozáření. Indikující lékař vždy poučí pacienta o rizicích ionizujícího záření a o případné přípravě k vyšetření. U žen v reprodukčním věku se v případě ozáření v anatomické oblasti mezi stydkými kostmi a bránicí, vždy dotáže na těhotenství. (Národní radiologické standardy – výpočetní tomografie, 2016)

Tabulka 6: Typické hodnoty efektivních dávek

Vyšetření	**Ekvivalentní počet snímků plic**	**Typická hodnota efektivní dávky (mSv)**
MR, USG	0	0
Končetiny	<0,5	<0,01
Plíce	1	0,02
lebka	3	0,06
Kyčel	20	0,4
Hrudní páteř, pánev, břicho	35	0,7
Bederní páteř	50	1
CT hlavy	100	2
IVU	120	2,4
Vyšetření GIT s KL	75-360	1,5-7,2
CT hrudníku	400	8
CT břicha, pánve	500	10
Intervenční radiologie: PTCA, koronarografie	500-5000	10-100
Vícefázová CT vyšetření	500-5000	10-100

Zdroj: Indikační kritéria pro zobrazovací metody, 2003

2.8.1 Indikace a kontraindikace

Indikace k vyšetření bederní páteře výpočetní tomografií mohou být: chronická bolest zad, akutní bolest s podezřením na výhřez ploténky, ischias, bolesti zad s neurologickými příznaky, ztrátou motoriky, podezření na meta proces nebo postižení měkkých tkání v lumbální oblasti. (Národní radiologické standardy – výpočetní tomografie, 2016)

V případě výpočetní tomografie neexistují žádné absolutní kontraindikace k provedení lékařského ozáření. Relativními kontraindikacemi jsou klaustrofobie, hmotnost pacienta přesahující nosnost přístroje, šířka těla pacienta přesahující otvor v gantry, nespolupráce pacienta, těhotenství, dětský věk. V případě nespolupráce pacienta, kdy není možné vyšetření provést ani s fixací, je možná farmakologická příprava (sedace či celková anestezie), kterou provádí kvalifikovaný lékař. Při LO dětského pacienta se volí technika zajišťující maximální ochranu a aplikující odborník přizpůsobí volbu expozičních parametrů tělesné konstituci pacienta. V případě těhotenství je neakutní vyšetření odloženo a radiologický fyzik odhadne dávku na plod. Lékař i těhotná žena jsou poučeni o rizicích a možných důsledcích

z neprovedení vyšetření a žena k provedení LO vždy musí dát souhlas. Pokud se jedná o akutní vyšetření, jehož neprovedení by mohlo ohrozit život matky, ale dávka na plod nepřesáhne 100mSv, vyšetření se provede. Pokud by ale bylo možné nahradit ho jiným vyšetřením bez využití ionizujícího záření a získat stejnou diagnostickou informaci, využije se USG či MR. (Národní radiologické standardy – výpočetní tomografie, 2016)

2.9 Problematika tělesné hmotnosti

Velmi jednoduchý způsob, jak u pacienta určit, zda je jeho váha v normě či nikoliv, je spočítat body mass index, tzv. BMI. Je potřeba znát pouze hmotnost v kg a výšku v m.

$$BMI = \frac{hmotnost\ (kg)}{výška^2\ (m)}$$

Výsledek pak je porovnán s následující tabulkou.

Tabulka 7: Body mass index

	BMI
Podváha	Méně než 18,5
Normální váha	18,5-24,9
Nadváha	25-29,9
Obezita	Větší než 30

Zdroj: National heart, lung and blood institute

Je ale potřeba počítat s tím, že vypočtená hodnota je jen číslo. Tento index nerozlišuje, jaký má pacient poměr svalů a tuků v těle. To může způsobovat nepřesné údaje např. u sportovců, kteří mají velké množství svalové hmoty, a tím vyšší tělesnou hmotnost, což zvýší i BMI. Naopak u lidí, kteří necvičí a svalové hmoty nemají dostatek, může dojít k podhodnocení indexu. (Eurostat, 2019)

Celosvětově od roku 1975 došlo ke ztrojnásobení počtu lidí s vyšší hmotností. V roce 2016 mělo podle Eurostatu 39 % nadváhu a 13 % obezitu (nad 18 let věku). Výskyt obézních jedinců neustále roste. Může to souviset především s nedostatkem finančních prostředků na zdravé potraviny, nedostatkem chuti si jídlo připravovat, a naopak častější využívání fast foodu a energeticky náročných potravin bez dostatečného obsahu makroživin, úbytkem pohybu z důvodu sedavého zaměstnání i vyplněním volného času spíše nesportovními aktivitami. Obezita může jít ruku v ruce s podvýživou. (Eurostat, 2019)

Vznik obezity je nejčastěji způsobem pozitivní bilance energie, což znamená, že příjem převyšuje výdej. Tuto bilanci může ovlivnit spousta faktorů, např. biologických, psychosociálních, enviromentálních:

- nedostatek pohybu, špatné stravování
- genetické příčiny
- neustálá snadná dostupnost potravin,
- nedostatek spánku,
- chronický stres,

- depresivní onemocnění,
- poruchy příjmu potravy (například záchvatovité přejídání, syndrom nočního přejídání),
- hormonální poruchy (např. hypotyreóza, Cushingův syndrom),
- užívání některých léků (např. antidepresiv, neuroleptik, antiepileptik, antidiabetik),
- těhotenství,
- nadváha nebo obezita v dětství. (NZIP, 2024)

Obezita (preobezita) je rizikovým faktorem pro mnoho nemocí či různých komplikací. Má dopad nejen na kvalitu života, ale i na délku života. Může zapříčinit vznik diabetu 2.typu, steatózu jater, refluxní chorobu jícnu, onemocnění žlučníku, žlučové kameny, dnu, poruchu metabolismu lipidů, aterosklerózu, hypertenzi, astma, hormonální poruchy, onemocnění kloubů. Také se může jednat o rizikový faktor pro vznik některých zhoubných nádorů, např. rakovina prsu, tlustého střeva a ledvin. (NZIP, 2024)

Právě onemocnění kloubů (pohybového aparátu obecně) nejvíce zasahuje do praxe radiologických asistentů. Vzhledem k tomu, že se předpokládá i nadále růst obézních jedinců, budeme se s nimi setkávat více a více, je na místě počítat s touto skutečností jednak při konstrukci přístrojů, tak i při stanovování DRÚ.

3 Výzkumná část

Obsahem výzkumné části této diplomové práce je retrospektivní kvantitativní analýza dat. Pro tyto účely byla využita data z nemocničního informačního systému Medicalc a obrazového archívu PACS v Bohumínské městské nemocnici, a. s. Z nemocničního informačního systému byly získány demografické údaje o pacientech, kteří v daném období podstoupili nativní vyšetření bederní páteře a z archívu PACS z dávkového reportu byly získány hodnoty charakterizující radiační zátěž pacienta při vyšetření.

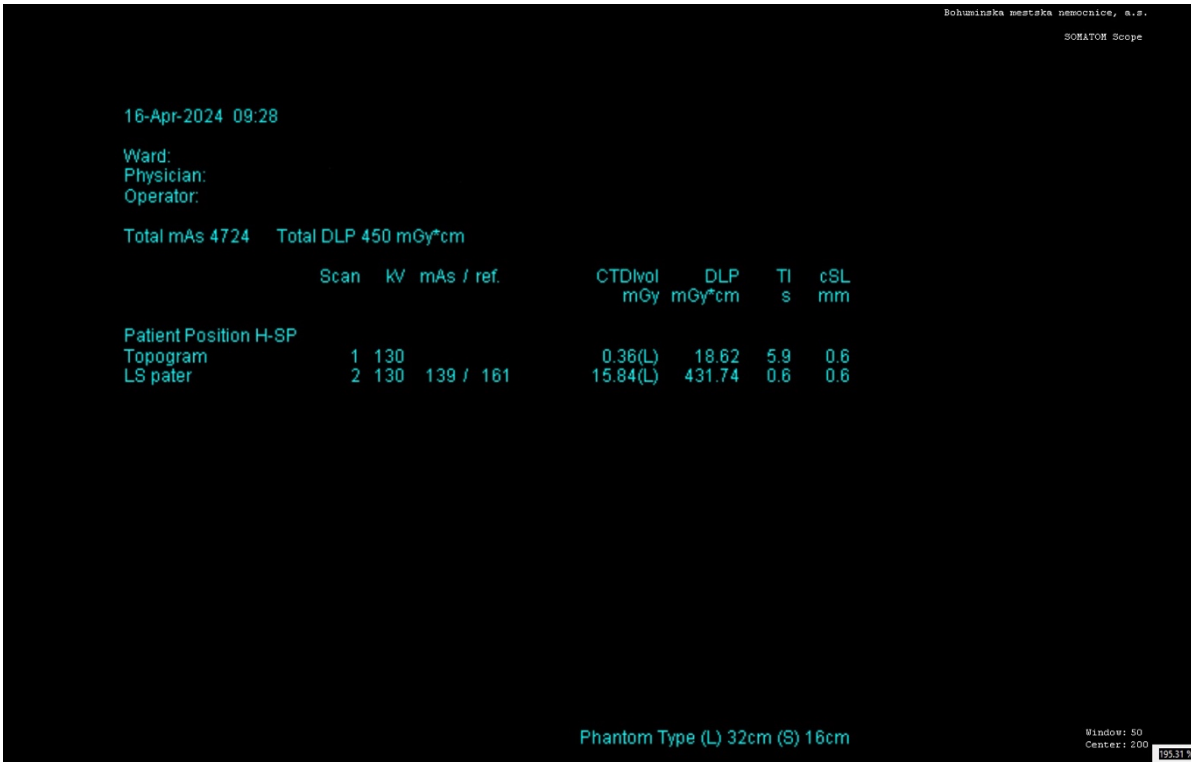
Výzkumné šetření bylo schváleno Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého (příloha 1) a souhlas se sběrem dat z NIS a PACS byl udělen Bohumínskou městskou nemocnicí, a. s. (příloha 2).

3.1 Cíle výzkumu, výzkumné otázky a hypotézy

Cílem diplomové práce je prověřit statistickou významnost vlivu hmotnosti pacienta na radiační zátěž. Práce se zabývá CT vyšetřením bederní páteře na přístroji Siemens Somatom Scope 16. Každé pracoviště má povinnost stanovovat a hodnotit dávky pacientům. Zaznamenávají se veličiny $CTDI_{vol}$ a DLP, ze kterých lze dopočítat efektivní dávku, příp. SSDE. Tyto veličiny lze dohledat v systému PACS ve formě radiation dose structured report (viz obrázek 12). Podle hlavního cíle diplomové práce byly stanoveny dva dílčí cíle a statistické hypotézy.

Cíl 1: Zjistit, zda vyšší BMI pacienta bude zvyšovat hodnotu parametru DLP.
H01: Neexistuje statistická závislost mezi BMI pacienta a DLP.
HA1: Existuje statistická závislost mezi BMI pacienta a DLP.

Cíl 2: Zjistit, zda vyšší BMI pacienta bude zvyšovat hodnotu parametru $CTDI_{vol}$.
H02: Neexistuje statistická závislost mezi BMI pacienta a $CTDI_{vol}$.
HA2: Existuje statistická závislost mezi BMI pacienta a $CTDI_{vol}$.



Obrázek 12: Patient dose report

Zdroj: Medicalc4 – Nemocniční informační systém BMN

3.2 Charakteristika zkoumaného souboru

Výzkumný soubor tvoří pacienti, kteří podstoupili CT vyšetření bederní páteře na CT pracovišti Bohumínské městské nemocnice, která ke sběru dat dala souhlas. Sběr dat probíhal za období od listopadu 2022 do srpna 2023. Vzorek pacientů byl vybírán náhodně bez ohledu na pohlaví a rasu. Kritériem pro zařazení do souboru byl věk nad 18 let. Všichni pacienti jsou obyvateli Moravskoslezského kraje v okolí města Bohumín.

3.3 Metodika sběru dat

Pro náběr dat byl vytvořen anonymizovaný záznamový arch (jeho vzor je součástí přílohy 4), do kterého byla zaznamenána data 200 pacientů v rozsahu rok narození (respektive věk pacienta), pohlaví, váha, výška, parametr $CTDI_{vol}$, DLP a total DLP. BMI u každého pacienta bylo spočítáno pomocí vzorce: BMI= hmotnost (kg)/výška^2 (m).

Metodou sběru dat byla retrospektivní analýza z nemocničního systému Medicalc a obrazového archívu PACS. Data byla anonymizována a zapsána do programu Microsoft Excel, ke statistickému zpracování byl použit Microsoft Excel a software Minitab 21.

3.4 Metoda zpracování dat

Získaná data byla zaznamenána do tabulky v programu Microsoft Excel. Základní popisná statistika byla zpracována rovněž pomocí programu Microsoft Excel. Testovací statistika byla zpracována v programu Minitab 21.

Popisná statistika byla použita pro zpracování demografických údajů jako je pohlaví pacienta, věk, jeho výška a váha. Zpracovány byly četnostní tabulky a pro charakteristiku daného souboru bylo pomocí analytických nástrojů vypočteno:

Platnost nulové hypotézy o nezávislosti parametrů DLP a $CTDI_{vol}$ na BMI pacienta byla vyhodnocena pomocí regresní analýzy. Pro ověření statistické významnosti nalezeného regresního modelu byl použit F-test ANOVA (analysis of variance). Hladina významnosti pro statistické testování byla stanovena na 0,05. Pro vyjádření síly závislosti je použit index determinace R^2.

3.5 Protokol LS páteř na Siemens Somatom Scope v BMN

Tabulka 8: Protokol na vyšetření LS páteře

Kernel	**Šířka řezu**	**Rovina**	
B41s medium smooth	0,75 mm	axiální	SYNGOVIA
B41s medium smooth	3 mm	axiální	PACS
B41s medium smooth	3 mm	coronární	PACS
B41s medium smooth	3 mm	sagitální	PACS

Zdroj: Protokol k vyšetření LS páteře na CT v BMN, 2024

Postup vyšetření se shoduje s postupem uvedeným v Národních radiologických standardech – výpočetní tomografie, vydaným MZČR.

Obrázek 13: Centrace pacienta

Zdroj: vlastní

4 Výsledky výzkumu

4.1 Demografický charakter zkoumaného souboru

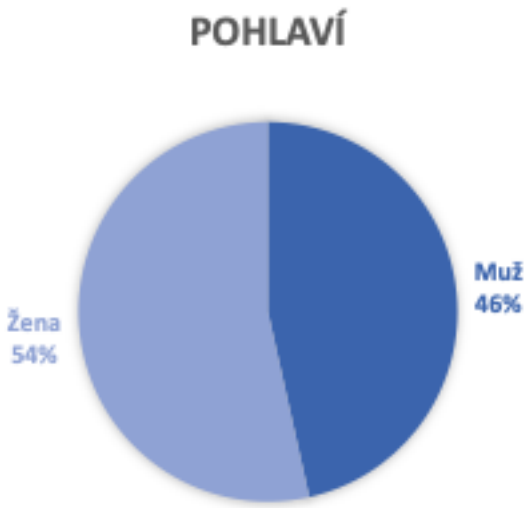
Do výzkumného souboru bylo zařazeno celkem 200 pacientů, kteří podstoupili CT vyšetření bederní páteře na přístroji Siemens Somatom Scope 16. Rozložení mužů a žen je znázorněno v tabulce 9 a graficky na obrázku 14.

Průměrný věk pacientů byl 55,5 let a medián je na hodnotě 56 let. Nejmladší pacient zařazený do studie byl starý 22 let, nejstaršímu pacientovi bylo 85 let. Podrobnější věkové rozložení pacientů je uvedeno v tabulce 10 a 11 a graficky na obrázku 15.

Tabulka 9: Pohlaví pacientů

Pohlaví	**Absolutní četnost**	**Relativní četnost**
Muž	93	46,5 %
Žena	107	53,5 %
Celkem	200	100 %

Zdroj: vlastní zpracování



Obrázek 14: Grafické znázornění zastoupení pohlaví v souboru

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 10: Věkové rozložení

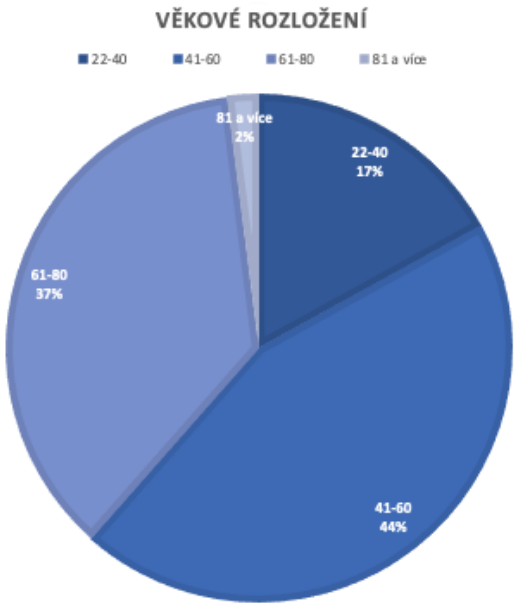
Věk v letech	**Muži**	**Ženy**	**Celkem**
Průměr	53,8	57	55,53
Medián	55	57	56
Modus	72	72	72
Minimum	23	22	22
Maximum	80	85	85
Směrodatná odchylka	14,01	15,05	14,63

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 11: Věk pacientů

Věk	**Absolutní počet**	**Relativní počet**
22-40	34	17 %
41-60	89	45 %
61-80	73	37 %
81 a více	4	2 %
Celkem	200	100 %

Zdroj: vlastní zpracování



Obrázek 15: Grafické znázornění věkového rozložení

Zdroj: vlastní zpracování

4.2 Vyhodnocení parametrů radiační zátěže

Pro možnost hodnocení hmotnosti pacienta a jejího vlivu na radiační zátěž je v přehledných tabulkách 12, 13 a 14 uvedeno, jaké bylo rozložení váhy, výšky a hodnoty BMI mezi jednotlivými pohlavími a celkem pro obě pohlaví.

Nejnižší BMI měla žena (33 let) s 18,9 kg/m^2. Její hmotnost byla 60 kg a výška 1,78 m. Parametry $CTDI_{vol}$=22,76 mGy a DLP=496,41 mGy*cm. Naopak nejvyšší BMI bylo naměřeno u muže, a to s hodnotou 45,39 kg*m^2 při hmotnosti 139 kg a výšce 1,75 m. Parametry $CTDI_{vol}$=22,03 mGy a DLP=831,72 mGy*cm.

U těchto pacientů není prakticky žádný rozdíl v dávce na řez při téměř totožné výšce, ale naopak velmi rozdílné hmotnosti. Typickou hodnotou $CTDI_{vol}$ pro oblast bederní páteře je 20-35 mGy na jednu fázi vyšetření podle Věstníku MZČR z roku 2016. U parametru DLP, který představuje hodnotu $CTDI_{vol}$ integrovanou v celém skenovaném objemu, je ale nárůst téměř dvojnásobný.

Průměrným pacientem byl v tomto souboru pacient s hmotností 81,78 kg a výškou 1,7 m. Diagnostické referenční úrovně jsou zpracovány pro standardního pacienta bez ohledu na pohlaví s průměrnou hmotností 70 kg ± 5 kg.

Tabulka 12: Váha, výška a BMI – muži

Muži	**Váha (kg)**	**Výška v (m)**	**BMI (kg/m^2)**
Průměr	89,3	1,78	28,27
Medián	90	1,77	28,38
Modus	90	1,76	28,4
Minimum	57	1,64	19,8
Maximum	139	1,98	45,39
Směrodatná odchylka	15,4	0,07	4,7

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 13: Váha, výška a BMI – ženy

Ženy	**Váha (kg)**	**Výška v (m)**	**BMI (kg/m^2)**
Průměr	75,28	1,64	27,89
Medián	73	1,64	27,34
Modus	70	1,64	35,4
Minimum	44	1,5	18,9
Maximum	120	1,8	44,4
Směrodatná odchylka	14,5	0,06	5,3

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 14: Váha, výška a BMI – celkem

Celkem	**Váha (kg)**	**Výška v (m)**	**BMI (kg/m^2)**
Průměr	81,78	1,7	28,06
Medián	82	1,7	27,7
Modus	70	1,68	35,4
Minimum	44	1,5	18,9
Maximum	139	1,98	45,4
Směrodatná odchylka	16,4	0,09	5,04

Zdroj: vlastní zpracování

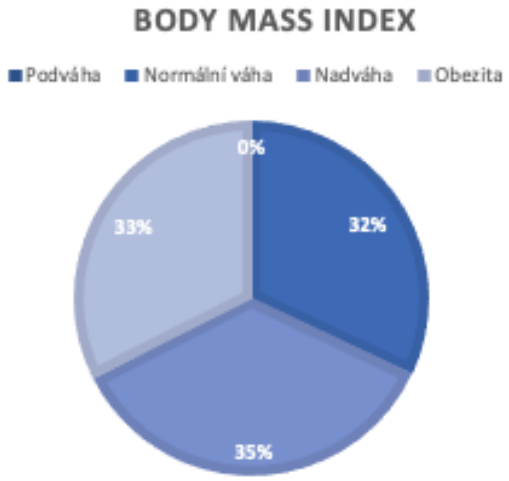
Průměrné BMI v tomto souboru mělo hodnotu 28,06 ± 5,04 kg/m^2. Průměrná hmotnost 81,78 ± 16,4 kg a průměrná výška 1,7 ± 0,09 m. Jak bylo výše zmíněno, diagnostické referenční úrovně jsou zpracovány pro pacienta s hmotností 70 kg ± 5 kg. V této oblasti se ze souboru 200 pacientů nacházelo pouhých 24,5 % pacientů. Nad 75 kg byla nejhojněji zastoupená skupina, 61,5 %. A pouhých 14 % pacientů bylo menších než standardní pacient.

V následující tabulce je uvedeno rozložení pacientů z výzkumného souboru podle hodnot BMI podle National heart, lung and blood institute.

Tabulka 15: Rozdělení pacientů podle BMI

BMI	**Váha**	**Absolutní počet**	**Relativní počet**
Pod 18,5	Podváha	0	0 %
18,5-24,9	Norma	64	32 %
25-29,9	Nadváha	71	35,5 %
Nad 30	Obezita	65	32,5 %
Celkem		200	100 %

Zdroj: vlastní zpracování



Obrázek 16: Grafické znázornění rozdělení pacientů podle BMI

Zdroj: vlastní zpracování

Pro hodnoty DLP, $CTDI_{vol}$ a total DLP byly vytvořeny přehledné tabulky 16, 17 a 18 rozdělené dle pohlaví a pro obě pohlaví dohromady. Nejvyšší dosažený objemový kermový index neboli dávka na řez byl 30,73 mGy u pacienta s hmotností 110 kg a výškou 1,85 m. Nejvyšší hodnota DLP, tedy dávka na skenovaný objem byla 831,72 mGy*cm, a to u pacienta s hmotností 139 kg a výškou 1,75 m. Tento pacient měl také nejvyšší BMI z celého zkoumaného souboru.

Nejnižší dosažená hodnota $CTDI_{vol}$ byla 10,8 mGy u pacienta s hmotností 63 kg a výškou 1,72 m. U stejného pacienta byla nejmenší hodnotou i DLP a to 170,26 mGy*cm.

Tabulka 16: Parametry radiační zátěže – muži

Muži	**DLP (mGy*cm)**	**$CTDI_{vol}$ (mGy)**	**Total DLP (mGy*cm)**
Průměr	383,7	20,62	398,8
Medián	378,42	20,98	394
Modus	379,65	18,56	403
Minimum	170,26	10,8	183
Maximum	831,72	30,73	850
Směrodatná odchylka	96,65	3,87	96,7

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 17: Parametry radiační zátěže – ženy

Ženy	**DLP (mGy*cm)**	**$CTDI_{vol}$ (mGy)**	**Total DLP (mGy*cm)**
Průměr	346,03	19,71	363,7
Medián	337,01	20,11	354
Modus	341,09	22,76	375
Minimum	177,9	11,85	188
Maximum	705,25	27,8	720
Směrodatná odchylka	82,44	3,52	87,1

Zdroj: vlastní zpracování

Tabulka 18: Parametry radiační zátěže – celkem

Celkem	**DLP (mGy*cm)**	**$CTDI_{vol}$ (mGy)**	**Total DLP (mGy*cm)**
Průměr	363,58	20,13	380,03
Medián	355,73	20,44	372
Modus	379,65	18,56	375
Minimum	170,26	10,8	183
Maximum	831,72	30,73	850
Směrodatná odchylka	91,07	3,7	93,35

Zdroj: vlastní zpracování

4.3 Ověření platnosti hypotéz

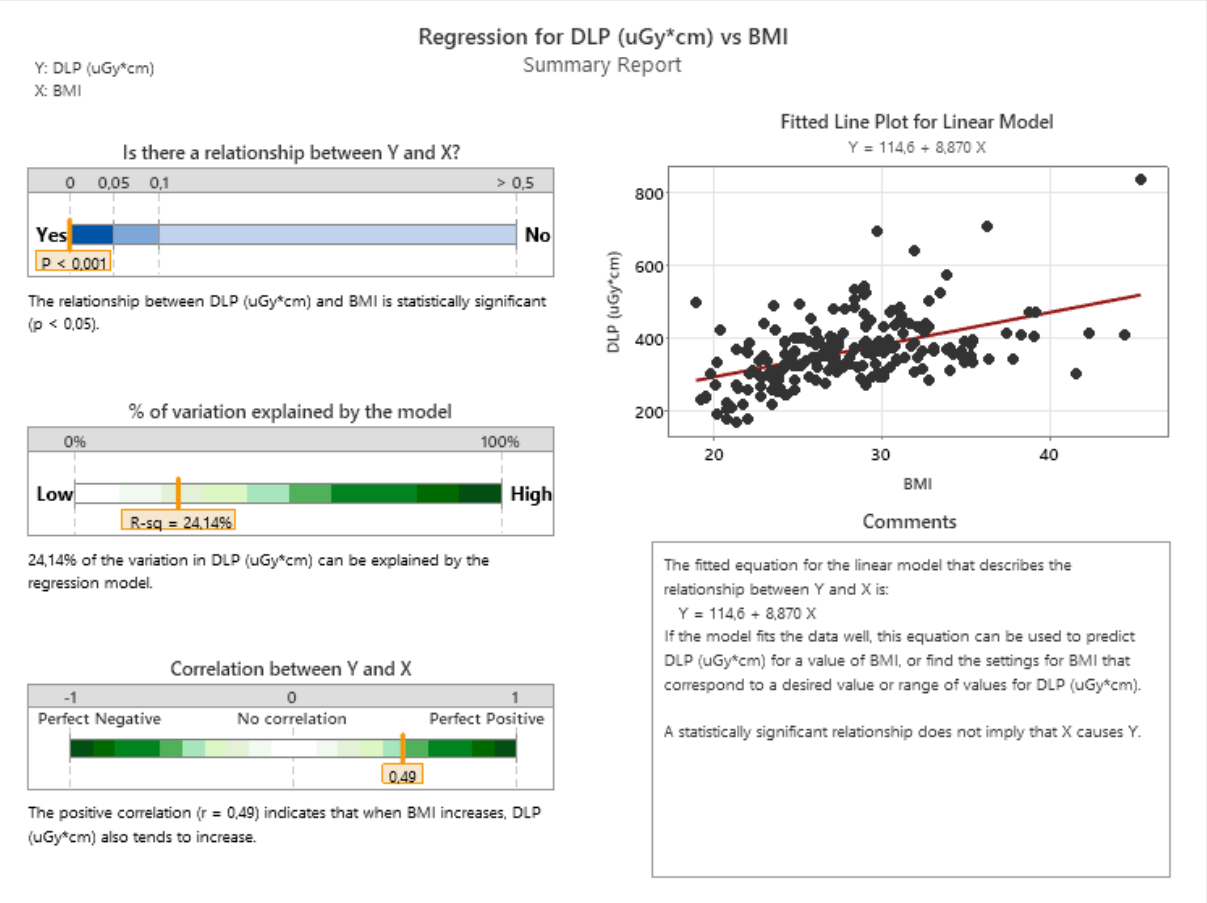
Cíl 1: Zjistit, zda vyšší BMI pacienta bude zvyšovat hodnotu parametru DLP.

H01: Neexistuje statistická závislost mezi BMI pacienta a DLP.

HA1: Existuje statistická závislost mezi BMI pacienta a DLP.

Platnost nulové hypotézy o nezávislosti hodnot DLP (mGy*cm) na hodnotách BMI byla vyhodnocena pomoci regresní analýzy, která slouží k hodnocení tvaru závislosti dvou a více kvantitativních (spojitých) proměnných. Ve statistickém SW Minitab 21 byl sestrojen bodový diagram závislosti hodnot DLP na hodnotách BMI a vypočtena regresní rovnice: DLP (mGy*cm) = 114,6 + 8,87*BMI.

Statistická významnost nalezeného regresního modelu byly vyhodnocena pomocí F Testu – ANOVA. Protože P-value v tomto testu byla menší než hladina významnosti 0,05, zamítáme nulovou hypotézu (regresní model není statisticky významný = neexistuje lineární závislost mezi zkoumanými proměnnými) a přijímáme alternativní hypotézu H1 = nalezený regresní model je statisticky významný, tzn. existuje lineární závislost mezi hodnotami DLP (mGy*cm) a hodnotami BMI. Sílu závislosti lze vyjádřit pomocí hodnoty indexu determinace (R-sq), který dosahuje 24,1 %. Jedná se tedy o slabší (ale statistický významnou) lineární závislost.



Obrázek 17: Regresní analýza pro BMI a DLP

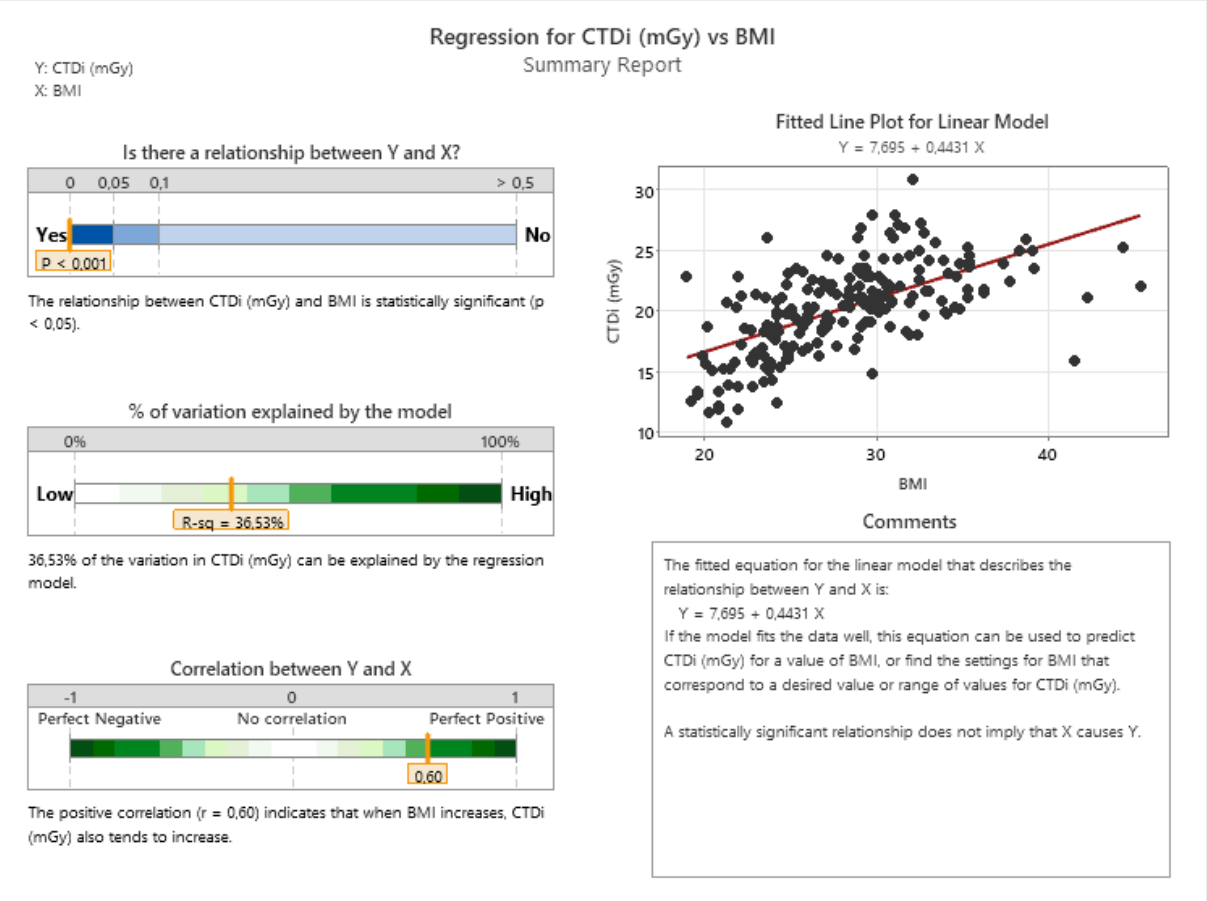
Zdroj: vlastní zpracování

Cíl 2: Zjistit, zda vyšší BMI pacienta bude zvyšovat hodnotu parametru $CTDI_{vol}$.

H02: Neexistuje statistická závislost mezi hmotností (BMI) pacienta a $CTDI_{vol}$.

HA2: Existuje statistická závislost mezi hmotností (BMI) pacienta a $CTDI_{vol}$.

Stejným způsobem jako u parametru DLP byla vyhodnocena závislost mezi hodnotami $CTDI_{vol}$ (mGy) na hodnotách indexu BMI. Nalezena regresní rovnice (model) $CTDI_{vol}$ (mGy) = 7,695 + 0,4431*BMI byla rovněž vyhodnocena jako statistický významná (P-value < 0,05), a proto i v tomto případě zamítáme nulovou hypotézu a přijímáme alternativní hypotézu o statisticky významné závislosti mezi hodnotami $CTDI_{vol}$ a BMI. Hodnota indexu determinace R-sq = 36,53 % a lze tedy tvrdit, že míra závislosti hodnot $CTDI_{vol}$ na hodnotách BMI je větší než v případě závislosti hodnot DLP na BMI.



Obrázek 18: Regresní analýza pro BMI a $CTDI_{vol}$

Zdroj: vlastní zpracování

V celkovém zhodnocení výsledků obou parametrů a ověření statistické významnosti lze potvrdit, že hodnota BMI pacienta má vliv na radiační zátěž při tomto konkrétním CT vyšetření bederní páteře na přístroji Siemens Somatom Scope. Lze tedy konstatovat, že hodnota BMI je parametr statisticky významný vzhledem k $CTDI_{vol}$ a DLP.

5 Diskuze

Cílem diplomové práce bylo shrnout aktuální teoretické poznatky o anatomii bederní páteře, základních patologických stavech, popsat možnosti zobrazovacích metod v této problematice, a především se zaměřit na parametry popisující dávku záření při vyšetření CT bederní páteře. Podstatnou částí byla retrospektivní kvantitativní analýza dat zvoleného výzkumného souboru.

Celkový počet vyšetření CT bederní páteře na pracovišti v Bohumínské městské nemocnici, a.s. bylo 779 za období 10 měsíců (listopad 2022–srpen 2023). Z tohoto počtu bylo náhodně vybráno 200 pacientů, jejichž data byla zařazena do studie.

U pacientů byl zaznamenán věk, pohlaví, výška, váha, objemový kermový index $CTDI_{vol}$ a DLP (dose lenght product). Poslední dva parametry byly získány z dávkového reportu, který skener generuje po provedení vyšetření.

V úvodu praktické výzkumné části bylo popisnou statistikou zpracováno rozložení mužů a žen ve statistickém souboru, rozložení podle věku, váhy, výšky a naměřených parametrů $CTDI_{vol}$ a DLP. Pro statistické ověření hypotéz byl sestaven regresní model a pomocí F-testu ANOVA na hladině významnosti 0,05 byly obě nulové hypotézy zamítnuty. Model potvrzuje závislost BMI na hodnotách $CTDI_{vol}$ a DLP jako statisticky významnou. Síla závislosti je vyjádřena pomocí indexu determinace R^2. Pro DLP je hodnota indexu determinace 24,1 % a jde o slabší, ale statistiky významnou lineární závislost. Pro $CTDI_{vol}$ je hodnota indexu determinace 36,53 %, což znamená, že míra závislosti BMI na $CTDI_{vol}$ je větší než v případě DLP.

Bylo dohledáno několik studií, které se zabývají tématem radiační zátěže při různých CT vyšetřeních, ale i při skiagrafických vyšetřeních a vlivu pacientovy tělesné konstituce. Podle dat Eurostatu mělo v roce 2019 v Evropě 53 % obyvatel nad 18 let BMI vyšší než 25 kg/m^2, což je kategorie nadváhy. S problematikou nadváhy se v praxi setkáváme velmi často. Nejde vždy jen o vyšší dávku, kterou pacient obdrží, ale také o kvalitu obrazu, nemožnost pacienta správně napolohovat, což způsobuje diskomfort v průběhu celého vyšetření, či dokonce nemožnost pacienta vyšetřit z důvodu omezené nosnosti vyšetřovacího lehátka či průměru gantry.

Pro porovnání výsledků této diplomové práce bylo vybráno několik zahraničních výzkumů. První uvedená studie se zaměřovala na vliv BMI na DAP a ED v klasické skiagrafii.

Studie č. 1 – The impact of body mass index on patient radiation dose in general radiography
Autoři: DOLENC Laura, PETRINJAK Barbara, MEKIŠ Nejc, ŠKRK Damian
Místo: University of Ljubljana, Community health centre (Slovenia)
Obsah a výsledky: Účelem studie bylo potvrdit vliv BMI na DAP a ED u pacientů s nadváhou a obézních pacientů. Provedena byla retrospektivní studie. Statistické výpočty byly prováděny na hladinou významnosti 0,05. Do studie bylo zařazeno 597 pacientů, kteří v součtu podstoupili 1014 vyšetření. Pacientů s váhou v normě bylo 155, s nadváhou 242 a obézních bylo 200. Hlavním zjištěním této studie bylo, že BMI má silný vliv na dávku (DAP i ED). Průměrné zvýšení DAP u pacientů s nadváhou bylo 29-62 %, u obézních 95-275 %. Průměrné zvýšení ED u pacientů s nadváhou bylo 11-56 %, u obézních 32-242 %. Korelace mezi BMI a DAP byla silná až velmi silná, mezi BMI a ED byla mírná až silná. Pro posouzení korelace byl použit Spearmanův korelační koeficient. V této studii se nepočítalo s žádnými dalšími faktory, které ovlivňují kvalitu obrazu, která je pro hodnocení velmi důležitá.
Šetření probíhalo na RDG oddělení, kde se pracuje všeobecně s velmi nízkými dávkami kvůli používání velmi vysokého napětí na trubici.
Autoři v této studii doporučovali, že pro pacienty s nadváhou a obezitou by měly být upraveny diagnostické referenční úrovně, pak by se zlepšily možnosti optimalizace. Sníží se přijatá dávka záření současně se zachováním kvality obrazu.

Druhá studie se zabývala problematikou odhadu dávky při CT břicha s využítím indexu BMI.

Studie č. 2: Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography
Autoři: Siobhan O'Neill, Richard G Kavanagh, Brian W Carey, Niamh Moore, Michael Maher, Owen J O‘Connor
Místo: Cork, Irsko
Obsah a výsledky: Retrospektivní studie se účastnilo 50 pacientů, kteří předem podepsali informovaný souhlas. Podstoupili CT vyšetření břicha k detekci zánětlivého onemocnění střev. Studie se zúčastnilo 19 mužů a 31 žen ve věku od 17 do 73 let. Celkové BMI ve zkoumaném souboru bylo $24,6 \pm 4,8$ kg/m^2.
Účelem této studie bylo vyhodnotit potenciál využití BMI jako alternativy namísto měření tělesných průměrů pro odhad efektivního průměru pacienta. Odhad SSDE v průběhu skenování by tak byl uživatelsky přívětivější a pozitivně by to přispělo ke snížení dávky záření na pacienta.

Data byla statisticky zpracována v programu Microsoft Office Excel a GraphPad Prism 5.0. Byly spočítány průměry se směrodatnou ochylkou, minima a maxima. U každého pacienta byly zaznamenány BMI, dávkové indexy a tělesné průměry. Pracovalo se hladinou významnosti 0,05. Pomocí Pearsonova korelačního koeficientu byla zjišťována korelace mezi BMI a dávkovými indexy a naměřenými rozměry pacienta.

Byla spočítána silná korelace mezi D_E a BMI pacienta (r=0,88). Mezi dávkou a D_{RATIO} bylo vypočtena slabá korelace (r=0,45). Písmeno D značí průměr (z angl. diameter), D_{AP} – předozadní průměr, D_{LAT} – bočný průměr.

D_E je vypočítán jako geometrický průměr D_{AP} a D_{LAT}

D_{RATIO} je definováno jako poměr D_{OUT} a D_{IN}. D_{OUT} neboli vnější je D_E je konvenční D_E vypočítané metodou AAPM. Vnitřní D_E je odvozeno pomocí anteroposteriorního a laterálního průměru měřených z axiálního snímku na úrovní středního řezu s vyloučením tukové tkáně.

Závěrem studie bylo zjištěno, že pacientovo BMI může být použito pro odhad D_E bez nutnosti měřit AP a LAT průměr ke zjištění SSDE při CT břicha.

Poslední studie, která byla vybrána se zabývá tématem BMI a břišního tuku a vlivem na dávku záření obdrženou při CT vyšetření břicha a pánve.

Studie č. 3: The Relationship of Body Mass Index and Abdominal Fat on the Radiation Dose Received During Routine Computed Tomographic Imaging of the Abdomen and Pelvis

Autoři: Victoria O. Chan, FFR, RCSI, Shaunagh McDermott, FFR, RCSI, Orla Buckley, FFR, RCSI, Sonya Allen, BRad, Michael Casey, PhD, Risteard O'Laoide, FFR, RCSI, William C. Torreggiani, FFR, RCSI

Místo: Dublin, Irsko

Obsah a výsledky: Účelem této studie bylo zjistit vztah mezi zvyšujícím se BMI a břišním tukem a efektivní dávky při CT vyšetření břicha a pánve. Za dobu 6 měsíců byla sbírána data 100 pacientů. Jednalo se o 39 mužů a 61 žen. Průměrný věk byl 56,3 let, průměrné BMI 26,2 kg/m^2. 65 % pacientů mělo malé množství vnitrobřišního tuku (z toho 75 % žen) a 35 % velké množství (z toho 51 % byli muži). Průměrná efektivní dávka byla 10,3 mSv. Každé zvýšení hmotnosti o 1 kg vedlo ke zvýšení efektivní dávky o 0,13 mSv, což odpovídá 6,5 snímků plic za jedno CT vyšetření. Zvýšení BMI o 5 kg/m^2 vedlo ke zvýšení efektivní dávky 1,95 mSv, což odpovídá 97,5 snímků hrudníku za jedno CT vyšetření. Statistické výpočty byly prováděny na hladině významnosti 0,05.

Závěr studie: Zvyšování BMI a břišního tuku signifikantně vede ke zvýšení efektivní dávky při CT vyšetření břicha a pánve.

Ačkoliv se žádná ze studií na 100 % neshoduje s tématem této diplomové práce, jejich výsledky je možné porovnat. První studie se zaměřila na klasickou skiagrafii, další dvě studie byly zaměřeny na kontrastní vyšetření poměrně velké části těla a tato práce se zaměřila na nativní vyšetření páteře. Bezpochyby je využívání CT vyšetření důležité pro stanovení diagnózy či následné léčby. S rostoucím věkem populace tak bude přibývat pacientů, kteří vyšetření budou potřebovat a stejně tak narůstá i přítomnost komorbidit a jednou z nich je zvyšování tělesné hmotnosti. Všechny zde uvedené studie potvrdily vliv BMI na radiační zátěž.

Jak šetřit pacienta s ohledem na dávku záření nám doporučují principy radiační ochrany nebo systémy využívané přímo skenery, u přístrojů Siemens je to systém CARE Dose4D a CARE kV. Z pohledu radiologického asistenta je důležité správné centrování pacienta v gantry, dostatečně dlouhý topogram, aby pokryl celou požadovanou oblast.

Veškeré hodnoty jsou počítány pro standardního pacienta o hmotnosti 70 ± 5 kg. V této oblasti se ze souboru 200 pacientů nacházelo pouhých 24,5 % pacientů. Nad 75 kg byla nejhojněji zastoupená skupina, 61,5 %. A pouhých 14 % pacientů bylo menších než standartní pacient. Vyřešení problému zvyšování hmotnosti a vlivu na dávku při vyšetřeních s použitím ionizujícího záření je bezpochyby multidisciplinární problém, a ne zcela jednoduše ho lze vyřešit. V této problematice je dostatek prostoru posunout výzkum mnohem dál. Např. u každého pacienta z axiálního skenu změřit AP a LAT průměr, vypočítat SSDE a porovnat, jak se liší se skenerem udávaným parametrem $CTDI_{vol}$.

6 Závěr

Nativní CT vyšetření bederní páteře je standartním vyšetřením jak při úrazových stavech v oblasti spodní části zad, tak při neurologických stavech či akutní bolesti. Dává nám více informací než prostý rentgenový snímek díky možnosti 3D zobrazení či rekonstrukcí axiální roviny do roviny sagitální a koronární. Je potřeba vyšetření indikovat dle indikačních kritérií, protože jde o metodu, která využívá ionizující záření. Benefit, který plyne z provedení vyšetření bude větší než případné riziko pro pacienta s ohledem na záření. Bude využito tak nízké dávky, jak jen je to možné při zachování dostatečné obrazové kvality a diagnostické informace.

Cílem této diplomové práce bylo ověřit statistickou významnost vlivu pacientova body mass indexu na radiační zátěž při CT vyšetření. Vyšetření probíhalo na přístroji Siemens Somatom Scope 16. Z vyhlášky o radiační ochraně je známo, že typickou hodnotou při vyšetření páteře je $CTDI_{vol}$ = 32 mGy a DLP = 550 mGy*m^2. Ve zkoumaném souboru byla průměrná hodnota $CTDI_{vol}$ = 20,13 mGy a DLP = 363,58 mGy*m^2.

Byly zkoumány parametry $CTDI_{vol}$ a DLP a jak jsou ovlivňovány rostoucím body mass indexem vyšetřovaného pacienta. U obou parametrů byla statisticky potvrzena závislost.

V celkovém zhodnocení výsledků obou parametrů a ověření statistické významnosti lze potvrdit, že hodnota BMI pacienta má vliv na radiační zátěž při tomto konkrétním CT vyšetření bederní páteře na přístroji Siemens Somatom Scope. Lze tedy konstatovat, že hodnota BMI je parametr statisticky významný vzhledem k $CTDI_{vol}$ a DLP.

Ke srovnání byly využity výsledky zahraničních studií. Zjištění z této diplomové práce se shodují s výsledky s porovnanými studiemi.

Výsledky mohou být použity pro další výzkum nebo publikovány v odborných časopisech a také je možné je využít pro další úpravu místních radiologických standardů pracoviště.

Referenční seznam

American College of Radiology [online]. 2023 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: https://www.acr.org/Clinical-Resources/Radiology-Safety/Radiation-Safety

Calculate Your Body Mass Index. *National Heart, Lung and Blood Institute* [online]. [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: https://www.nhlbi.nih.gov/health/educational/lose_wt/BMI/bmi-m.htm

ČIHÁK, Radomír. *ANATOMIE 1*. 3. Grada Publishing, 2011. ISBN 978-89-247-9209-5.

DAUBNER, Wolfgang. *Feneisův obrazový slovník anatomie*. 3. české. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1456-1.

DOLENC, Laura et al. The impact of body mass index on patient radiation dose in general radiography. *Journal of Radiological Protection* [online]. 2022, **42** [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6498/ac9f1f

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-173-5.

GOLDMAN, Lee W. Principles of CT and CT Technology. *JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY* [online]. 2007, **35**(3), 115-128 [cit. 2024-04-06]. Dostupné z: doi:10.2967/jnmt.107.042978

GOO, HW. CT Radiation Dose Optimization and Estimation: an Update for Radiologists. *Korean Journal of Radiology* [online]. 2012, **13**(1), 1-11 [cit. 2024-04-06]. Dostupné z: https://www.kjronline.org/DOIx.php?id=10.3348/kjr.2012.13.1.1

HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.

CHAN, Victoria O, Shaunagh MCDERMOTT, Orla BUCKLEY, Sonya ALLEN, Michael CASEY, Risteard O'LAOIDE a William C. TORREGGIANI. The Relationship of Body Mass Index and Abdominal Fat on the Radiation Dose Received During Routine Computed Tomographic Imaging of the Abdomen and Pelvis. *Canadian Association of Radiologists Journal* [online]. 2012, **63**(4), 260-266 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.carj.2011.02.006

INDIKAČNÍ KRITÉRIA PRO ZOBRAZOVACÍ METODY. In: *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*. 2003, částka 11.[cit. 2024-05-02]. Dostupné také z: https://mzd.gov.cz/wp-content/uploads/wepub/1895/5861/Věstn%C3%ADk%2011-2003.pdf

Jak vzniká nadváha a obezita. *Národní zdravotnický informační portál* [online]. 2024 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: https://www.nzip.cz/clanek/1494-jak-vznika-nadvaha-a-obezita

O'NEILL, Siobhan, Richard G. KAVANAGH, Brian W. CAREY, Niamh MOORE, Michael MAHER a Owen J. O'CONNOR. Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography. *European Radiology Experimental* [online]. 2018, **2**(38) [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: doi:10.1186/s41747-018-0070-5

Overweight and obesity – BMI statistics. *Eurostat Statistic Explained* [online]. 2019 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Overweight_and_obesity_-_BMI_statistics#Obesity_by_age_group

PETEROVÁ, Věra. CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicína pro praxi* [online]. 2010, **7**(2), 90-94 [cit. 2024-04-06]. Dostupné z: https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf

SEIDL, Zdeněk et al. *Radiologie pro studium i praxi*. Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-8221-8.

Směrnice rady 2013/59/EURATOM [online]. 2014 [cit. 2024-04-06]. Dostupné z: https://eur-lex.europa.eu/legal-content/CS/TXT/?uri=CELEX:32013L0059

SÚKUPOVÁ, Lucie. CO PŘEDSTAVUJE PARAMETR $CTDI_{VOL}$ UVÁDĚNÝ CT SKENERY A JE TENTO PARAMETR SKUTEČNĚ VHODNÝ PRO STANOVENÍ DÁVEK PACIENTŮM? *Česká radiologie* [online]. 2015, **69**(3), 194-200 [cit. 2024-04-06]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=523

SÚKUPOVÁ, Lucie. CT generace – první, druhá a třetí. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2021 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/ct-generace-prvni-druha-a-treti/

SÚKUPOVÁ, Lucie. CT kurz IAEA – CT veličiny a sledování dávek. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2017 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/ct-kurz-iaea-ct-veliciny-a-sledovani-davek/

SÚKUPOVÁ, Lucie. Dávková distribuce při CT zobrazení. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2015 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/davkova-distribuce-pri-ct-zobrazeni/

SÚKUPOVÁ, Lucie. Diagnostická referenční úroveň jako nástroj optimalizace? *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2019 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/diagnosticka-referencni-uroven-jako-nastroj-optimalizace/

SÚKUPOVÁ, Lucie. Kvalita obrazu na CT. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2015 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/kvalita-obrazu-na-ct/

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-247-2842-1.

SÚKUPOVÁ, Lucie. Technologie umožňující snížení dávek u CT vyšetření (1). *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2014 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/technologie-umoznujici-snizeni-davek-u-ct-vysetreni-1/

SÚKUPOVÁ, Lucie. Technologie umožňující snížení dávek u CT vyšetření (2). *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2014 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/technologie-umoznujici-snizeni-davek-u-ct-vysetreni-2/

SÚKUPOVÁ, Lucie. Technologie umožňující snížení dávek u CT vyšetření (3). *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2015 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/technologie-umoznujici-snizeni-davek-u-ct-vysetreni-3/

SÚKUPOVÁ, Lucie. Vliv centrace pacienta na dávku při CT zobrazení. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat…* [online]. 2014 [cit. 2024-05-02]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/vliv-centrace-pacienta-na-davku-pri-ct-zobrazeni/

ULLMANN, Vojtěch. Rentgenová tomografie CT. *Astro Nukl Fyzika* [online]. [cit. 2024-04-06]. Dostupné z: https://astronuklfyzika.cz/strana2.htm

Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky: Národní radiologické standardy – výpočetní tomografie. 2016, ročník 2016, částka 2. [cit.2024-04-06]. Dostupné také z: https://mzd.gov.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/Věstn%C3%ADk%20MZ%20ČR%202-2016.pdf

Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky: Národní radiologické standardy – radiologická fyzika. 2015, ročník 2015, částka 6. [cit.2024-04-06]. Dostupné také z: https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Vestniky-MZ/zdravotnictvi_06-15.pdf

VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 3. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2023. ISBN 978-80-244-6204-2.

Vyhláška č. 422/2016 Sb.: Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje [online]. 2016, 172/2016. Dostupné také z: https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422#cast2

Zákon č. 263/2016 Sb.: Zákon atomový zákon [online]. 2016, 102/2016 [cit. 2024-04-06]. Dostupné z: https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-263#cast2

Seznam obrázků

Obrázek 1: Pohled na celou páteř zprava a zepředu 11
Obrázek 2: Schéma obratle a páteřního kanálu 13
Obrázek 3: Obratel L5 – typický tvar 15
Obrázek 4: Bederní obratel 15
Obrázek 5: Snímek bederní páteře v AP projekci 21
Obrázek 6: Snímek bederní páteře v LAT projekci 21
Obrázek 7: CT přístroj Siemens Somatom Scope 23
Obrázek 8: Geometrie třetí generace 24
Obrázek 9: Ukázka měřících míst ve fantomu 29
Obrázek 10: Měření průměru pacienta z topogramu 30
Obrázek 11: Efektivní průměr 31
Obrázek 12: Patient dose report 42
Obrázek 13: Centrace pacienta 44
Obrázek 14: Grafické znázornění zastoupení pohlaví v souboru 45
Obrázek 15: Grafické znázornění věkového rozložení 46
Obrázek 16: Grafické znázornění rozdělení pacientů podle BMI 49
Obrázek 17: Regresní analýza pro BMI a DLP 52
Obrázek 18: Regresní analýza pro BMI a $CTDI_{vol}$ 53

Seznam tabulek

Tabulka 1: Denzity některých tkání....25
Tabulka 2: Základní prohlížecí okna při CT vyšetření....26
Tabulka 3: Parametry s vlivem na dávku....27
Tabulka 4: Typické hodnoty CTDI a DLP pro různá vyšetření....35
Tabulka 5: CT protokol LS páteře....36
Tabulka 6: Typické hodnoty efektivních dávek....37
Tabulka 7: Body mass index....39
Tabulka 8: Protokol na vyšetření LS páteře....44
Tabulka 9: Pohlaví pacientů....45
Tabulka 10: Věkové rozložení....46
Tabulka 11: Věk pacientů....46
Tabulka 12: Váha, výška a BMI – muži....48
Tabulka 13: Váha, výška a BMI – ženy....48
Tabulka 14: Váha, výška a BMI – celkem....48
Tabulka 15: Rozdělení pacientů podle BMI....49
Tabulka 16: Parametry radiační zátěže – muži....50
Tabulka 17: Parametry radiační zátěže – ženy....50
Tabulka 18: Parametry radiační zátěže – celkem....50

Seznam použitých zkratek

ALARA	As low as reasonably achievable
AP	Předozadní
ATCM	Automatická modulace proudu
BMI	Body mass index
BMN	Bohumínská městská nemocnice, a.s.
CT	Výpočetní tomografie
$CTDI_{w,vol}$	Vážený/Objemový kermový index výpočetní tomografie
DAP	Plošná kerma
DLP	Dose lenght product
ED	Efektivní dávka
HU	Hounsfieldova jednotka
LAT	Bočný
LS	Lumbosakrální
MDCT	Multidetektorové CT
MR	Magnetická rezonance
MRS	Místní radiologické standardy
NRS	Národní radiologické standardy
NZIP	Národní zdravotní informační portál
PACS	Picture Archiving and Communication System
RTG	Rentgenový
SPECT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie
SSDE	Size Specific Dose Estimate
USG	Ultrasonografie

Seznam příloh

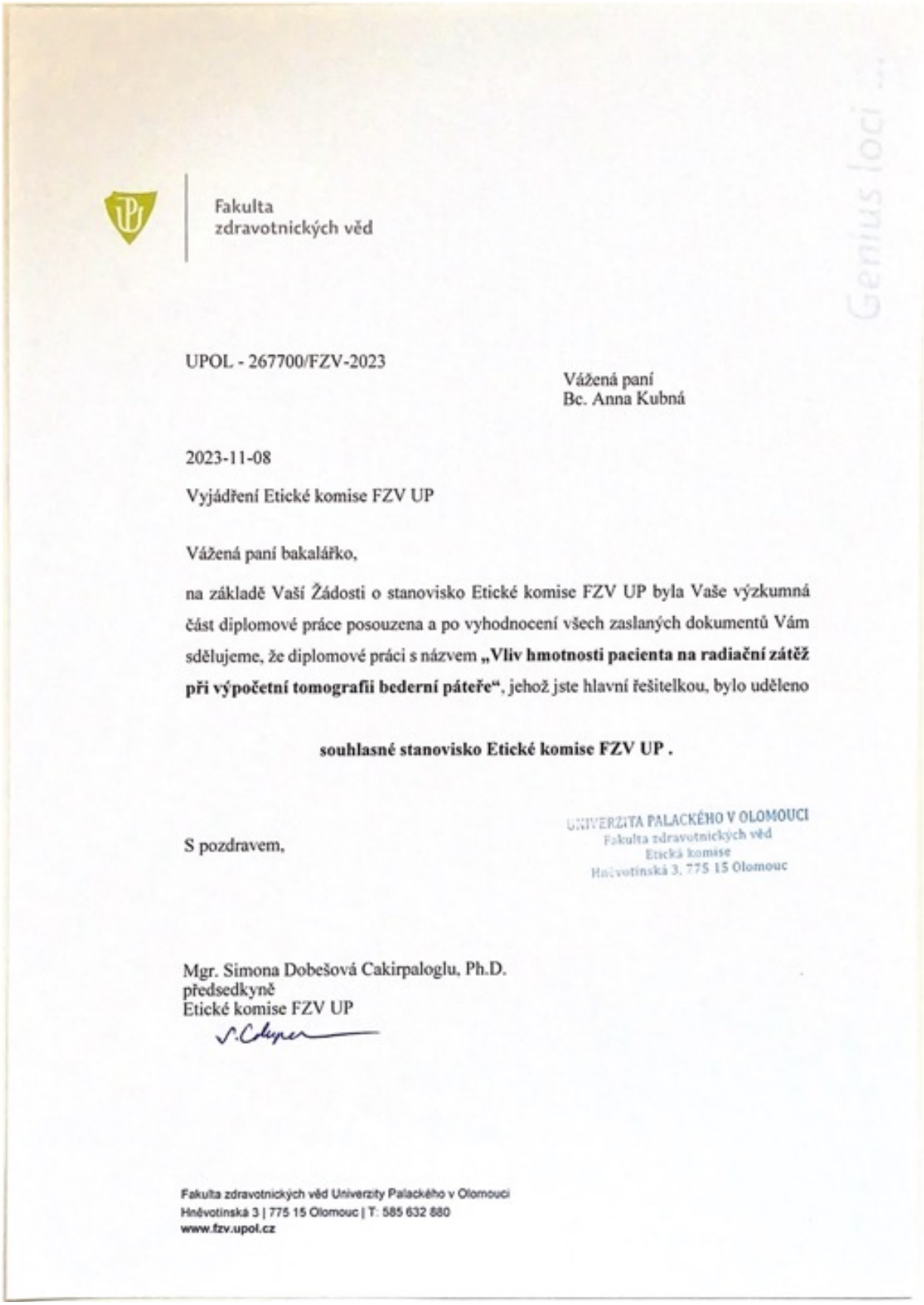
Příloha 1 –Souhlas Etické komise

Příloha 2 – Souhlas ke sběru dat

Příloha 3 – Záznamový arch

Přílohy

Příloha 1 –Souhlas Etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

UPOL - 267700/FZV-2023

Vážená paní
Bc. Anna Kubná

2023-11-08

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem **„Vliv hmotnosti pacienta na radiační zátěž při výpočetní tomografii bederní páteře“**, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

S pozdravem,

Mgr. Simona Dobešová Cakirpaloglu, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha 2 – Souhlas ke sběru dat

Bohumínská městská nemocnice, a.s.
Slezská 207, Starý Bohumín, 735 81 Bohumín
e-mail: sekretariat@nembo.cz, www: http://www.nembo.cz , tel. 596 096 111

ŽÁDOST O SBĚR DAT K ZÁVĚREČNÉ PRÁCI

Jméno, příjmení, titul žadatele:	**Anna Kubná, Bc.**	
Bydliště žadatele:	**Jasanová 817, 747 27 Kobeřice**	
Název VŠ:	**Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd**	
Adresa VŠ:	**Hněvotínská 976/3, 775 15 Olomouc**	
Studijní obor:	**Zobrazovací technologie v radiodiagnostice**	
Název práce:	**Vliv hmotnosti pacienta na radiační zátěž při výpočetní tomografii bederní páteře**	
Typ závěrečné práce: zaškrtněte	Absolventská práce ☐ Bakalářská práce ☐ Diplomová práce ☒ Dizertační práce ☐ Rigorózní práce ☐	
	Jiné, doplň:	
Stručný popis průzkumného/výzkumného záměru práce:	Praktická část diplomové práce bude obsahovat retrospektivní analýzu dat. Data budou nabírána v Bohumínské městské nemocnici za období listopad 2022-srpen 2023. Data budou sbírána anonymně v rozsahu: věk, pohlaví, výška, hmotnost pacienta, CTDi, DLP a total DLP.	
Vedoucí práce:	Mgr. Nikola Sokolová	
Datum:	Podpis žadatele:	Podpis vedoucího/konsultanta práce:
Vyjádření BMN:	Souhlasím ~~Nesouhlasím~~	Podpis a razítko schvalovatele za BMN: Ing. Petra Tomanová, Ph.D. Bohumínská městská nemocnice, a.s. Slezská 207, Starý Bohumín 735 81 Bohumín IČ: 26834022, tel.: 596 096 111
Zdůvodnění nesouhlasu:		

Prohlášení žadatele: Uděluji souhlas se zpracováním osobních údajů za účelem zajištění místního šetření v BMN. Osobní údaje budou zpracovávány po dobu výkonu činnosti uchazeče podle této směrnice a po jejím skončení s nimi bude naloženo dle platné právní úpravy, zejm. zákona č. 499/2004 Sb., o archivnictví a spisové službě a o změně některých zákonů a Nařízení Evropského parlamentu a Rady (EU) 201/679 ze dne 27. 4. 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (Nařízení GDPR).

Příloha 3 – Záznamový arch

	Identifikace pacienta				Topogram		Protokol		
ID	Pohlaví	Věk	Hmotnost (kg)	Výška (m)	CTDi (mGy)	DLP (mGy*cm)	CTDi (mGy)	DLP (mGy*cm)	Total DLP (uGy*cm)