

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2021

Adéla Krejčíková

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Optimalizace radiční zátěže pacienta
při intervenčních výkonech v oblasti osového skeletu

Adéla Krejčíková

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2018/2019

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE (projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Adéla Krejčíková**
Osobní číslo: **Z18191**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Téma práce: **Optimalizace radiační zátěže pacienta při intervenčních výkonech
v oblasti osového skeletu**
Zadávací katedra: **Katedra klinických oborů**

Zásady pro vypracování

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**
Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

- ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- HAVLÍČEK, Karel. *Stručná anatomie lidského těla obrazová příloha*. Pardubice: Univerzita Pardubice, 2019. ISBN 978-80-7560-192-6.
- HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
- KRAJINA, Antonín a Jan H. PEREGRIN. *Intervenční radiologie: miniinvazioní terapie*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. ISBN 80-86703-08-8.
- RYŠKA, Pavel, Jana HRUBEŠOVÁ. *Perkutánní vertebroplastika a kyfoplastika*. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2010. ISBN 978-80-86703-36-7.
- SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech –to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Jaroslav Storm**
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **2. prosince 2018**
Termín odevzdání bakalářské práce: **29. dubna 2021**

L.S.

doc. Ing. Jana Holá, Ph.D. v.r.
děkanka

Mgr. Jan Pospíchal, Ph.D. v.r.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 8. března 2021

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji:

Tuto práci optimalizace radiační zátěže pacienta při intervenčních výkonech v oblasti osového skeletu jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 26. 4. 2021

Adéla Krejčíková v.r.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému vedoucímu Mgr. Jaroslavu Stormovi za vedení mé bakalářské práce, cenné rady, a především za veškerý čas, který mi během psaní práce věnoval a významnou měrou tak přispěl k jejímu vzniku. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Michalu Čechovi za pomoc a věcné připomínky. Poslední a zároveň největší poděkování patří mé rodině za podporu po celou dobu studia.

ANOTACE

Vytyčeným cílem bakalářské práce bylo poukázat na snížení radiační zátěže u pacientů, kteří podstupují intervence na osovém skeletu pod CT kontrolou, a to především pomocí regulace napětí a elektrického množství.

Teoretická část se zabývá anatomií a fyziologií páteře, jejím onemocněním, výpočetní tomografií spolu s jejími náležitostmi, radiační zátěží pacienta a intervenční radiologií, konkrétně metodami, kterými lze provést terapeutický zákrok.

Praktická část je věnována výzkumu, jehož cílem bylo prokázat, jak lze efektivně snižovat radiační zátěž z CT intervence, při současném zachování diagnostické úrovně obrazu.

KLÍČOVÁ SLOVA

optimalizace, osový skelet, radiační zátěž, výpočetní tomografie

TITLE

Optimization of radiation damage with patient during interventions in the area of the axial skeleton

ANNOTATION

The aim of the bachelor's thesis was to point out the reduction of radiation exposure in patients who undergo interventions on the axial skeleton under CT control, especially through the regulation of voltage and electrical amount.

The theoretical part deals with the anatomy and physiology of the spine, its disease, computed tomography together with its essentials, the radiation exposure of the patient and interventional radiology, specifically the methods by which therapeutic intervention can be performed.

The practical part is devoted to research, the aim of which was to demonstrate how to effectively reduce the radiation exposure from CT intervention, while maintaining the diagnostic level of the image.

KEYWORDS

optimization, axial skeleton, radiation damage, computed tomography

OBSAH

Úvod.....	14
1 Cíl práce.....	16
2 Teoretická část	17
2.1 Anatomie a fyziologie páteře	17
2.1.1 Obratel	17
2.1.1.1 Krční obratle	18
2.1.1.2 Hrudní obratle.....	20
2.1.1.3 Bederní obratle	21
2.1.1.4 Kost křížová.....	22
2.1.1.5 Kostrč	22
2.2 Zakřivení páteře	23
2.2.1 Fyziologická zakřivení páteře	23
2.2.1.1 Lordóza.....	23
2.2.1.2 Kyfóza	23
2.3 Onemocnění páteře.....	24
2.3.1 Osteoporóza	24
2.3.2 Tumory.....	25
2.4 Výpočetní tomografie.....	26
2.4.1 Princip.....	26
2.4.2 Diagnostika a terapie	29
2.4.3 Kontraindikace.....	30
2.5 Radiační zátěž pacienta	31
2.5.1 Princip ALARA	31
2.5.2 Veličiny radiační ochrany používané v CT	31
2.5.3 Porovnání dávky obdržené z přístrojů a z přírodního prostředí.....	32
2.6 Intervenční radiologie	33

2.6.1	Nevaskulární intervenční radiologie	33
2.6.2	Intervenční výkony na páteři pod CT kontrolou.....	33
2.6.2.1	Vertebroplastika	33
2.6.2.2	Kyfoplastika	34
2.6.2.3	Periradikulární terapie	34
2.6.2.4	Ozonoterapie.....	35
3	Výzkumná část.....	36
3.1	Cíl práce	36
3.2	Metodika	36
3.3	Analýza dat.....	37
3.3.1	Iterativní rekonstrukce	38
3.3.2	Filtrovaná zpětná projekce.....	38
3.3.2.1	Krční páteř (C5).....	38
3.3.2.2	Hrudní páteř (Th12).....	43
3.3.2.3	Bederní páteř (L5)	47
4	Diskuze	51
5	Závěr	53
6	Použitá literatura	54
7	Přílohy.....	56

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Krční obratel C5 (Čihák 2011, s. 105)	18
Obrázek 2 Atlas (Čihák 2011, s. 108).....	19
Obrázek 3 Axis (Čihák 2011, s. 109).....	19
Obrázek 4 Hrudní obratel (Čihák 2011, s. 111).....	20
Obrázek 5 Bederní obratel (Čihák 2011, s. 113)	21
Obrázek 6 Kost křížová (Čihák 2011, s. 113).....	22
Obrázek 7 Boční snímek lumbosakrální páteře (Ryška 2010, s. 27)	24
Obrázek 8 MR vyšetření pacienta s meta procesem páteře (Ryška, 2010, s. 38).....	25
Obrázek 9 Geometrie RTG svazku v CT skeneru (Súkupová 2018, s. 113)	26
Obrázek 10 Dávková distribuce ve fantomu v závislosti na použitém bow tie filtru (Súkupová 2018, s. 115).....	27
Obrázek 11 Historický ovládací panel CT přístroje (SCAN 2018, s. 13)	29
Obrázek 12 Pozvánka na slavnostní otevření prvního CT pracoviště v Československu (SCAN 2018, s. 12).....	29
Obrázek 13 Průměrné expozice obyvatel podle zdrojů záření (UNEP 2016, s. 54).....	32
Obrázek 14 CT přístroj, Radiologická klinika, FNHK (autorský obrázek).....	37
Obrázek 15 Simulace intervence na obratli C5 na antropomorfním fantomu (autorský obrázek)	38
Obrázek 16 Náhled hodnot U, Q, CTDIvol, Avg, Std. Dev a SNR pro obratel C5 u FBP	39
Obrázek 17 Simulace intervence na obratli Th12 na antropomorfním fantomu (autorský obrázek)	43
Obrázek 18 Simulace intervence na obratli L5 na antropomorfním fantomu (autorský obrázek)	47

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Hodnoty napětí, elektrického množství a SNR pro obratel C5	40
Tabulka 2 Hodnoty napětí, elektrického množství a CTDIvol.....	40
Tabulka 3 Hodnoty napětí, elektrického množství a poměru signál/šum v obrazu pro obratel Th12.....	44
Tabulka 4 Hodnoty napětí, elektrického množství a hodnoty CTDIvol pro obratel Th12	44
Tabulka 5 Hodnoty napětí, elektrického množství a poměru signál/šum v obrazu pro obratel L5	48
Tabulka 6 Hodnoty napětí, elektrického množství a hodnoty CTDIvol pro obratel L5	48

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Poměr signál/šum v obrazu pro hodnoty napětí a elektrického množství pro obratel C5	41
Graf 2 Vývoj $CTDI_{vol}$ v závislosti na napětí a elektrickém množství pro obratel C5	41
Graf 3 Poměr signál/šum v obrazu pro hodnoty napětí a elektrického množství pro obratel Th12	45
Graf 4 Vývoj $CTDI_{vol}$ v závislosti na napětí a elektrickém množství pro obratel Th12.....	45
Graf 5 Poměr signál/šum v obrazu pro hodnoty napětí a elektrického množství pro obratel L5	49
Graf 6 Vývoj $CTDI_{vol}$ v závislosti na napětí a elektrickém množství pro obratel L5.....	49

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

AEC	Automatic Exposure Control
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AP	anterioposteriorní směr
Avg	střední hodnota pixelu
C	krční obratle
Co	kostrční obratle
CT	výpočetní tomografie
CTDI _{vol}	Volume Computed Tomography Dose Index
CTDI _w	Computed Tomography Dose Index
DLP	Dose Length Product
EKG	elektrokardiograf
FBP	Filtered Back Projection
GIT	gastrointestinální trakt
HU	Hounsfieldovy jednotky
kV	kilovolt
L	bederní obratle
LS	lumbosakrální přechod
mAs	miliampér sekunda
MIP	Maximum Intensity Projection
mGy	miliGrey
ml	mililitr
mm	milimetr
MPR	multiplanární rekonstrukce

MR magnetická rezonance

PACS Picture Archiving and Communication System

např. například

PMMA polymethylmethakrylát

RDSR Radiation Dose Structured Report

Q elektrické množství

ROI Registration of interest

RTG rentgenové vyšetření

S sakrální obratle

SNR Signal to Noise Ratio

SSDE Size-Specific Dose Estimates

Std. DEV směrodatná odchylka

Th hrudní obratle

TIPS transjugulární intrahepatický portosystémový shunt

U napětí

VRT Volume Rendering Technique

ÚVOD

Tématem zvolené bakalářské práce je optimalizace radiační zátěže pacienta při intervenčních výkonech v oblasti osového skeletu. Toto téma je v současné době velmi diskutované (Goo 2012, Sarti 2012, Trattner 2014, Greffier 2017, Miller 2018) vzhledem k tomu, že se neustále zvyšuje podíl lékařsky ozářeného obyvatelstva a v důsledku toho je nesmírně důležité, aby byly modifikovány a inovovány metody ochrany proti ionizujícímu záření, kterými jsou principy zdůvodnění, limitování a optimalizace. (Hušák 2009, s. 63)

Výše zmíněný princip optimalizace je v tomto případě zcela zásadním nástrojem, kterým lze redukovat dávku záření, kterou pacient obdrží, přihlídneme-li k faktu, že lékařské ozáření nepodléhá limitům a indikace k vyšetření nebo intervenci pod CT kontrolou jsou tak hojně využívány. (Hušák 2009, s. 63)

Intervence pod CT kontrolou mají za cíl maximální terapeutický účinek při současné, co možná nejnižší radiační zátěži pacienta. Při těchto výkonech záleží na zručnosti a erudici intervenčního radiologa, zbytku asistujícího radiologického týmu, ale také na spolupráci pacienta.

Velmi důležité je též správném nastavení expozičních parametrů přístroje a uložení pacienta do izocentra CT. Uložení pacienta má na starost radiologický asistent, který postupuje dle pokynů a doporučení intervenčního radiologa. Nebude-li pacient ležet v izocentru CT skeneru hrozí, že nebude fungovat automatická modulace proudu, vlivem posunu pacienta.

V dnešní době jsou již expoziční parametry nastaveny dle orgánové automatiky AEC, ale radiologický asistent má možnost hodnotu $CTDI_{vol}$ ovlivnit vybráním nejvhodnějšího vyšetřovacího protokolu, šetřícího low-dose protokolu, manuální úpravou expozičních parametrů v závislosti na výšce a váze pacienta a délce skenované oblasti. Proto je nezbytné, aby pacient, který je indikován k CT vyšetření nebo intervenci, vždy uvedl svou reálnou váhu a výšku, jelikož od těchto dvou základních parametrů se bude následně odvíjet intenzita záření, kterou bude pacient ozářen a která je přímo závislá hodnotách napětí a elektrického množství. V případě uvedení neodpovídající váhy a výšky je riziko, že bude dávka zbytečně vyšší, než je skutečně nutné, buď z důvodu opakování určité části vyšetření s využitím ionizujícího záření nebo kvůli neschopnosti RTG paprsku projít příliš silnou vrstvou pacienta se současně navolenými hodnotami napětí a elektrického množství. (Súkupová 2018, s. 137-139)

Výstupem práce jsou tabulky a grafy, do kterých byly v průběhu výzkumu zaznamenávány manuálně volené hodnoty napětí a elektrického množství, vztažené k veličinám $CTDI_{vol}$ a SNR, prezentující, zda se optimalizací expozičních parametrů podařilo redukovat intenzitu záření a zároveň zachovat dobrou diagnostickou úroveň snímků.

Součástí bakalářské práce jsou též snímky antropomorfního fantomu, na kterém byly provedeny simulace intervenčních výkonů prováděných na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové.

1 CÍL PRÁCE

Bakalářská práce se ve své výzkumné části zabývá expozičními parametry při CT intervencích a klade si za cíl porovnat na antropomorfním fantomu lidského těla, zda bude možné snížit radiační zátěž vlivem modulace proudu a napětí, a přitom zachovat diagnostickou úroveň pro optimální terapeutický účinek.

Hlavním cílem je tedy odpověď na kauzální otázku/y, zda a případně, do jaké míry je možné ovlivněním expozičních parametrů přispět k optimalizaci radiační zátěže pacienta při intervenčních výkonech s uchováním téměř identické kvality (poměru signál/šum), ale výrazné redukci dávky z toho ozáření.

Dalším cílem bakalářské práce je porovnat již známé hodnoty napětí a proudu, se kterými jsou prováděny intervenční výkony v oblasti krční, hrudní a bederní páteře na Radiologické klinice, Fakultní nemocnice Hradec Králové s hodnotami, které byly naměřeny během výzkumu a pokusit se tak stanovit optimalizované hodnoty, které by mohly být následně při těchto výkonech nastavovány v praxi.

2 TEORETICKÁ ČÁST

V úvodu teoretické části přináší bakalářská práce základní vhled do problematiky anatomie a fyziologie páteře, jsou zde popsány hlavní struktury obratlů, jejich jednotlivé druhy, a to včetně kosti křížové a kostrče. V uvedeném oddílu se práce zabývá rovněž fyziologickými zakřiveními páteře a onemocněními páteře, která vedou k její postupné degeneraci. Navazující fyzikálně technický oddíl je věnován výpočetní tomografii: principu, diagnostickému a terapeutickému využití, problematice indikací i kontraindikací metody. Další nedílnou součástí práce je radiační zátěž pacienta a aplikace principu ALARA, specifikace veličin charakterizujících dávku záření a srovnání dávky obdržené v souvislosti s výkony a dávky z přírodního pozadí. Poslední oddíl teoretické části práce zpracovává téma intervenční radiologie, konkrétně intervenční výkony na páteři pod CT kontrolou, jmenovitě vertebroplastiku, kyfoplastiku, periradikulární terapii a ozonoterapii.

2.1 Anatomie a fyziologie páteře

Páteř tvoří kostěnou oporu těla, která se skládá z, k sobě pohyblivě spojených, obratlů a řadíme ji do axiálního skeletu. Páteř rozdělujeme na jednotlivé úseky, v závislosti na tom, v jaké části těla se nachází, na obratle krční, hrudní, bederní, kost křížovou a kostrč. (Čihák 2011, s. 103-104)

2.1.1 Obratel

Každý z obratlů je tvořen 3 strukturami, které mají odlišné funkce. Obratlové tělo vyplňuje houbovitá kostní tkáň, v níž probíhá krvetvorba. Zaujímá ventrální postavení a zajišťuje nesení váhy. Kaudálním i kraniálním směrem končí meziobratlovou plochou, se kterou se pojí chrupavčitá meziobratlová destička, jenž opisuje rozsahově i tvarově intervertebrální plochy.

Obratlový oblouk je napojen dorsálně k tělu obratle a pomocí pediklů laterálně k jeho zadní ploše. Společně tvoří otvor obratle, kterým následně prochází mícha. Hlavní funkcí oblouku je ochrana míchy. Obratlový otvor vzniká spojením těla obratle s obloukem. (Čihák 2011, s. 103)

Páteřní kanál tvoří otvory všech obratlů dohromady s dorsálními obvody meziobratlových destiček a vazy mezi jednotlivými oblouky a těly obratlů.

Obratle na sebe vzájemně dosedají v kloubních výběžcích. Meziobratlové otvory po obvodu lemují dolní zářez vyššího obratle, ventrálně meziobratlová destička. Dorsálně jsou spojeny kloubními výběžky přilehlých obratlů a horním zářezem obratle nacházejícího se níže. Meziobratlové otvory se vždy vyskytují v páru a mezi dvěma obratli.

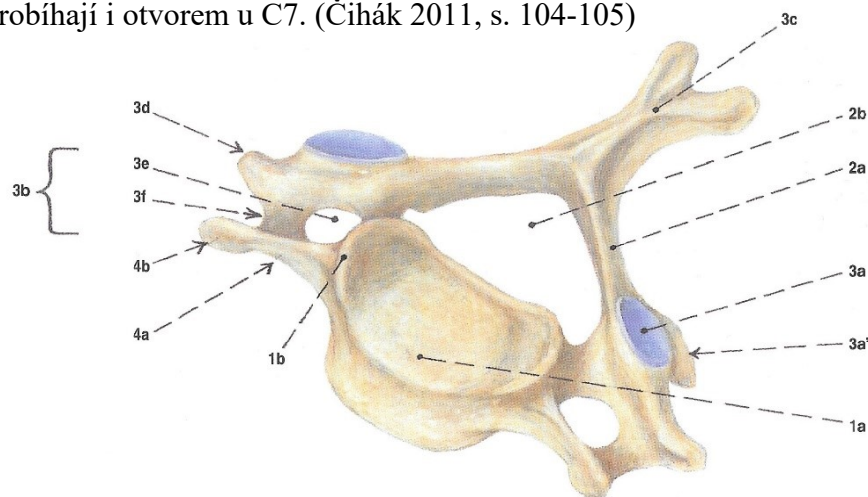
Obratlové výběžky jsou napojeny k obratlovému oblouku a jsou zodpovědné za mobilitu obratle. Výběžky jsou části obratlů, na které se upínají svaly. Naklání a otáčení obratlů je umožněno tahem svalů za výběžky transverzální a trnové. Rozeznáváme celkem 3 druhy výběžků, a to výběžky kloubní, které se pojí za pediklem a jsou párové, výběžky příčné, jež rovněž řadíme mezi párové výběžky a odstupují laterálně od oblouku a trnový výběžek, který je nepárový a odstupuje dorsálně. (Čihák 2011, s. 103-104)

2.1.1.1 Krční obratle

Krční obratle mají prosedlá nízká těla předozadně kratší a transverzálně širší. Koncové plochy těl jsou ledvinovitého tvaru a jejich zakřivení je obdobné jako zakřivení u sedlového kloubu. Otvor krčních obratlů je trojhranný.

Spinózní výběžky všech krčních obratlů kromě prvního a posledního jsou krátké a na konci se rozdvíjejí. U prvního krčního obratle spinózní výběžek zcela chybí a u posledního tzv. vertebra prominens, jež vyčnívající a dobře hmatný dlouhý paličkovitě zakončený spinózní výběžek. Transverzální výběžky krčních obratlů jsou zakončeny na vnější straně dvěma hrbolky, předním, jež ztělesňuje zakrnělé žebro a zadním, který je původním zakončením transverzálního výběžku. (Čihák 2011, s. 104)

Otvor příčného výběžku je otvor mezi oběma složkami. Těmito otvory prostupuje a. vertebralis, která zásobuje mozek, a to v rozsahu C6 – C1 a je doprovázena vertebrálními žilami, které ovšem probíhají i otvorem u C7. (Čihák 2011, s. 104-105)



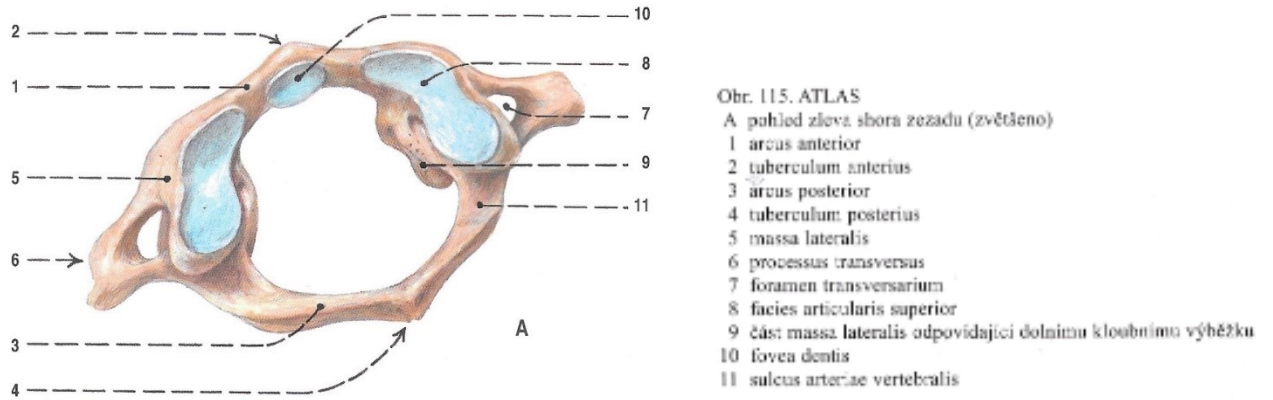
Obr. 112. KRČNÍ OBRATEL (C5); pohled zleva shora zpředu; popis podle obr. 110 (zvětšeno)
 1 tělo obratle, 2 oblouk obratle, 3 výběžky a útvary k nim náležející, 4 rudiment žebra
 1a corpus vertebrae
 1b uncus corporis vertebrae
 2a lamina arcus vertebrae
 2b foramen vertebrale
 3a kloubní ploška na processus articularis superior

3a' processus articularis inferior
 3b processus transversus
 3c processus spinosus
 3d tuberculum posterius
 3e foramen transversarium (foramen processus transversi)
 3f sulcus nervi spinalis
 4a část příčného výběžku odpovídající zakrnělému žebro
 4b tuberculum anterius

Obrázek 1 Krční obratel C5 (Čihák 2011, s. 105)

2.1.1.1.1 Nosič

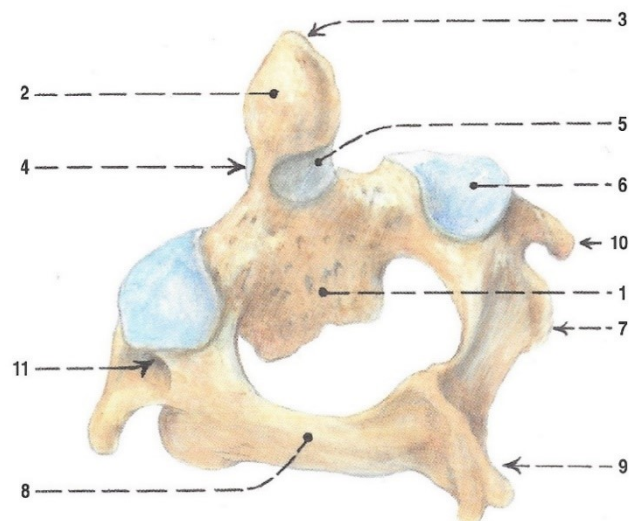
Nosič neboli atlas je prvním krčním obratlem, který však nemá standardní obratlové tělo, ale pouze kostěný oblouk. (Čihák 2011, s.105-106)



Obrázek 2 Atlas (Čihák 2011, s. 108)

2.1.1.1.2 Čepovec

Čepovec neboli axis je druhým krčním obratlem, je mohutnější než nižší obratel C3. Z horní strany těla vystupuje dens axis mající sloupcový tvar, který vyčnívá z obratlového těla a původní tělo nosiče (C1), jež je napojeno na čepovec. Další významnou strukturou, kterou rozeznáváme na čepovci je apex dentis. Jedná se o zakončení zubu, který má kuželovitý tvar. (Čihák 2011, s. 106-111)



Obr. 116. AXIS; pohled zleva shora zezadu (zvětěno)

1 corpus (axis)
2 dens (axis)
3 apex dentis
4 facies articularis anterior (dentis)
5 facies articularis posterior (dentis)
6 kloubní ploška na processus articularis superior
(frontálně střechovitá a laterálně se svažující)

7 processus articularis inferior
8 arcus (axis)
9 processus spinosus
10 processus transversus
11 foramen transversarium

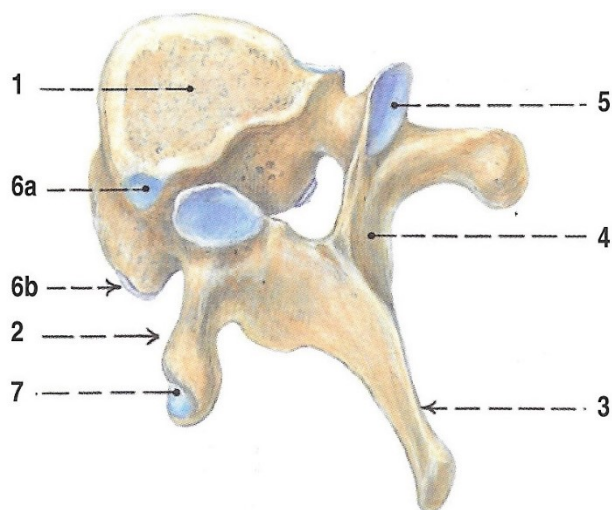
Obrázek 3 Axis (Čihák 2011, s. 109)

2.1.1.2 Hrudní obratle

Hrudní obratle svým tvarem nejvíce připomínají obecně udávaný tvar obratle. Jejich těla jsou značně vysoká a AP prohloubena. Výška těla hrudního obratle se pozvolna zvětšuje od prvního směrem dolů. Těla obratlů Th1 a Th2 jsou svým tvarem velmi podobná atlasu a axisu. Naproti tomu, obratle Th11 a Th12 jsou tvarově blízké obratlům bederních, ve které přecházejí. Obratlový otvor má oblý tvar. Zvláštností, kterou můžeme pozorovat, je, že těla hrudních obratlů Th4-Th9 jsou většinou nesouměrná a z levé přední strany zploštělá aortálním otiskem. Na hrudních obratlích rozeznáváme celkem 3 typy výběžků, a to výběžky příčné, které jsou značně silné, dlouhé a odstupují dozadu a do stran. Na předních koncích jsou kloubní plošky, jenž slouží k upevnění/spojení žeberních hrbolků. (Čihák 2011, s. 111)

Trnové výběžky jsou velmi dlouhé a od Th1 až po Th7 se čím dál tím více sklápějí směrem dolů a překládají přes sebe.

Posledním typem jsou výběžky pro kloubní spojení (horní a dolní). Kloubní plošky jsou skloněny a asymptoticky se blíží čelní rovině. Obratle Th11 a Th12 postrádají na apexu svých transverzálních výběžků kloubní plošku pro spojení s žebními hrbolky. Na styčné plošky dosedají hlavice žeber z boku těla obratle. (Čihák 2011, s. 111)



Obr. 119. HRUDNÍ OBRATEL; typický tvar znázorněný na obratli Th5; pohled zleva shora zezadu

červená šipka – nekonstantní impressio aortica (zvýrazněna)

1 corpus vertebrae, facies intervertebralis superior

2 processus transversus

3 processus spinosus

4 arcus vertebrae

5 kloubní ploška na processus articularis superior

6 foveae costales

6a fovea costalis superior

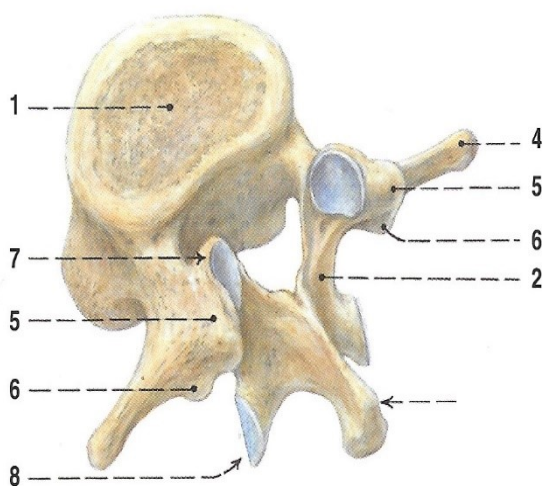
6b fovea costalis inferior

7 fovea costalis processus transversi

Obrázek 4 Hrudní obratel (Čihák 2011, s. 111)

2.1.1.3 Bederní obratle

Bederní obratle jsou nejmohutnějšími a zároveň největšími obratli. Těla bederních obratlů jsou vysoká, do stran objemnější. Terminální plochy jsou fazolovitého tvaru. Promontorium neboli zalomení, vzniká přechodem posledního bederního obratle, jehož tělo je vzadu nižší než vepředu, v os sacrum doplněnou meziobratlovým diskem. Oblouk bederního obratle je značně mohutný a opisuje obratlový otvor. Trnové výběžky jsou stranově zploštělé a mají čtvercový tvar. Žební výběžky nahrazují u bederních obratlů klasické příčné výběžky. Bederní, hrudní a krční obratle řadíme mezi pohyblivou část páteře. Nepohyblivou část páteře tedy tvoří kostrč společně s kostí křížovou. (Čihák 2011, s. 111-112)



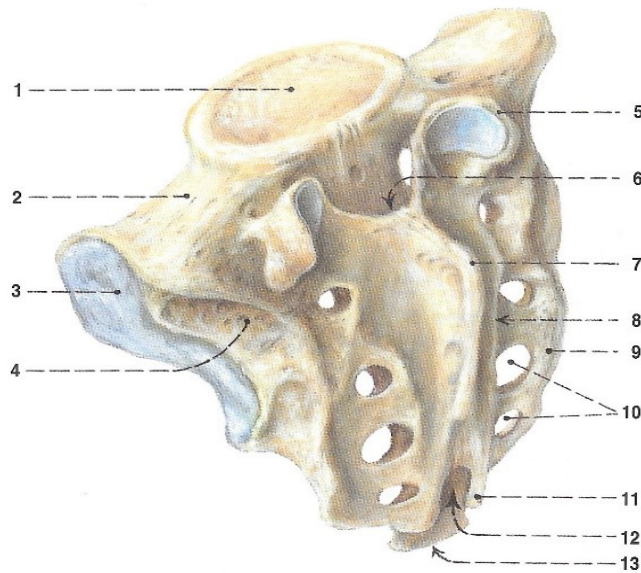
Obr. 121. BEDERNÍ OBRATEL; typický tvar obratle L3; pohled zleva shora zezadu

- 1 corpus vertebrae, facies intervertebralis superior
- 2 arcus vertebrae
- 3 processus spinosus
- 4 processus costalis
- 5 processus mamillaris
- 6 processus accessorius
- 7 processus articularis superior
- 8 processus articularis inferior

Obrázek 5 Bederní obratel (Čihák 2011, s. 113)

2.1.1.4 Kost křížová

Kost křížová je tvořena 5 křížovými obratli a je brána jako součást páteře, je však zároveň také součástí pánve, díky svému spojení s pánevními kostmi a plní též funkci pletence dolní končetiny. Směrem dolů dochází k jejímu postupnému zužování. (Čihák 2011, s. 111-112)



Obr. 124. OS SACRUM, facies dorsalis; pohled zleva shora zezadu

- | | |
|--|---|
| 1 basis ossis sacri | 7 crista sacralis mediana |
| 2 pars lateralis (v horní části označovaná také jako ala sacralis) | 8 crista sacralis medialis (intermedia) |
| 3 facies auricularis | 9 crista sacralis lateralis |
| 4 tuberositas sacralis | 10 foramina sacralia posteriora |
| 5 processus articularis superior (s kloubní ploškou pro proc. articularis inferior obratle L5) | 11 cornu sacrale |
| 6 oblouk obratle S1, lemující vchod do canalis sacralis | 12 hiatus sacralis |
| | 13 apex ossis sacri |

Obrázek 6 Kost křížová (Čihák 2011, s. 113)

2.1.1.5 Kostrč

Kostrč je tvořena ze 4 až 5 spojených kostrčních obratlů. Oblouky obratlů jsou zcela zakrnělé. Kostrční rohy symetricky vyčnívají směrem nahoru a představují pozůstatky kloubních výběžků a oblouku obratle Co1. V místě přechodu mezi os sacrum a os coccygis se nachází chrupavčité spojení kostí. Tento typ spojení bývá obvykle i mezi Co1 a Co2. Následující obratle jsou zpravidla srostlé synoostosami. (Čihák 2011, s. 115)

2.2 Zakřivení páteře

Páteř člověka má fyziologické zakřivení dvojího typu. Prvním typem je lordóza a jedná se o konvexní vyklenutí páteře dopředu. Druhým typem je kyfóza, která je opakem lordózy a oblouk směřuje konvexně dozadu. Zakřivení páteře jsou velmi důležitá, podávají důkaz o rozvoji svalů a jsou zodpovědná za pružnost páteře. (Čihák 2011, s. 127-128)

2.2.1 Fyziologická zakřivení páteře

2.2.1.1 Lordóza

U lordózy rozeznáváme 2 typy, a to krční, která se upevňuje v období, kdy dítě ležící na břiše „pase koníky“ a zapojuje tak šíjové svalstvo. Vrchol má krční lordóza mezi obratli C4 a C5. Druhou je lordóza bederní, jenž má vrchol mezi obratli L3 a L4 a vzniká až v pozdějším věku dítěte, kdy je schopno zapojit hluboké zádové svaly, tedy přibližně v době, kdy si zkouší sedat, stoupat a chodit. Při vzniku jednotlivých typů lordóz nelze opomenout váhu orgánů, které působí tahem na páteř dopředu a dolů. (Čihák 2011, s. 127-128)

2.2.1.2 Kyfóza

Kyfózu dělíme rovněž na 2 typy a to hrudní, která je pozůstatkem kontinuálního kyfotického zakřivení presakrální páteře a kompenzuje lordózy. Svůj vrchol má mezi obratli Th6 a Th7, načež přechází od úrovně obratle Th10 v bederní lordózu.

Druhé kyfotické zakřivení páteře navazuje kaudálně na promontorium a najdeme je na kosti křížové. Promontoriem rozumíme vyklenutí páteře do úhlu na rozmezí obratlů L5 a S1. (Čihák 2011, s. 127-128)

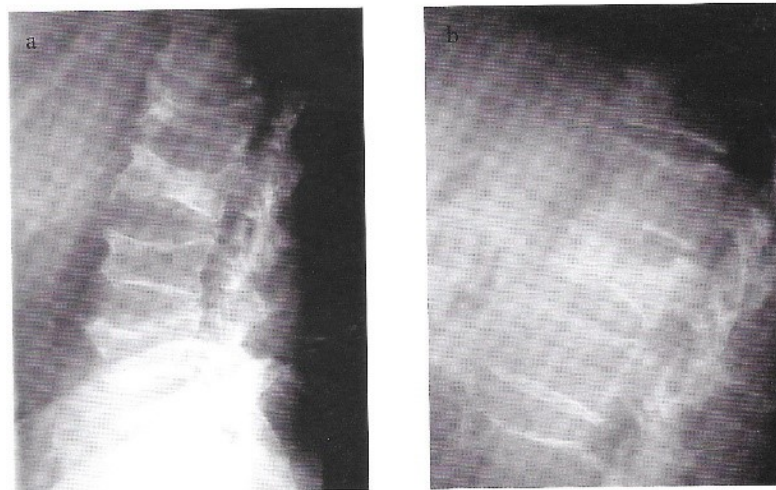
2.3 Onemocnění páteře

Onemocnění páteře může být různého charakteru, nejčastěji se však setkáváme s osteoporotickou zlomeninou obratle, která je zároveň nejběžnější diagnózou pro výkon perkutánní vertebroplastiky. Dalšími indikacemi k tomuto zákroku jsou vedle osteoporózy metastatická onemocnění páteře a agresivní hemangiomy. (Ryška 2010, s. 9)

2.3.1 Osteoporóza

Osteoporóza je dlouhodobě progredující kostní onemocnění, které v čase významnou měrou přispívá ke ztrátě kompakty kosti. Vlivem úbytku kostní hmoty se kosti stávají křehčími a zvyšuje se tím riziko zlomeniny kosti. V České republice osteoporózou trpí zhruba 15 % mužů a téměř 33 % žen nad 50 let a více než 39 % mužů a 47 % žen starších 70 let. (Ryška 2010, s. 27)

Osteoporózu dělíme na primární a sekundární. U starých lidí je osteoporóza nejčastější příčinou zlomenin páteře, a to zejména u žen v důsledku postmenopauzální osteoporózy. Hlavními faktory vedoucími ke zlomenině páteře jsou mikrotraumata obratlů nebo jednorázové úrazy. Faktory, které ovlivňují vznik sekundární osteoporózy jsou například hyperthyreóza, porucha výživy, alkoholismus nebo dlouhodobá terapie pomocí kortikosteroidů. (Ryška 2010, s. 27-34)



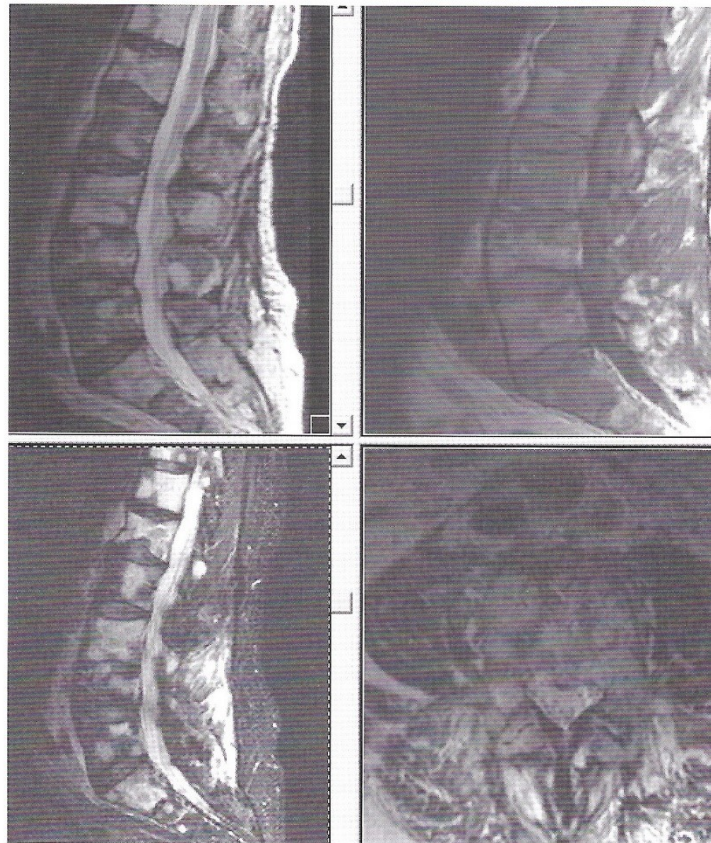
Obrázek č. 1 (a): Boční snímek lumbosakrální páteře: vícečetné kompresivní porotické zlomeniny obratlových těl různého stupně. (b): Boční snímek thorakolumbální páteře: kompresivní porotická zlomenina prvního bederního obratle.

Obrázek 7 Boční snímek lumbosakrální páteře (Ryška 2010, s. 27)

2.3.2 Tumory

Páteř je dominantním místem pro vznik kostních metastáz. Metastatické onemocnění skeletu je diagnostikováno u 10–30 % onkologických pacientů a u 30–70 % pacientů s diseminovanou malignitou. (Ryška 2010, s.35)

Kostní metastázy jsou nejčastěji lokalizovány v axiálním skeletu, jelikož zde probíhá hematopoéza. 85–90 % metastáz v páteři nacházíme v obratlových tělech. (Ryška 2010, s. 35)



Obrázek č. 1: Obrázek vyšetření magnetickou rezonancí u pacienta s difuzním meta procesem páteře při známém karcinomu plic. Nález nebyl indikovaný k chirurgické léčbě – následovaly aktino- a chemoterapie.

Obrázek 8 MR vyšetření pacienta s meta procesem páteře (Ryška, 2010, s. 38)

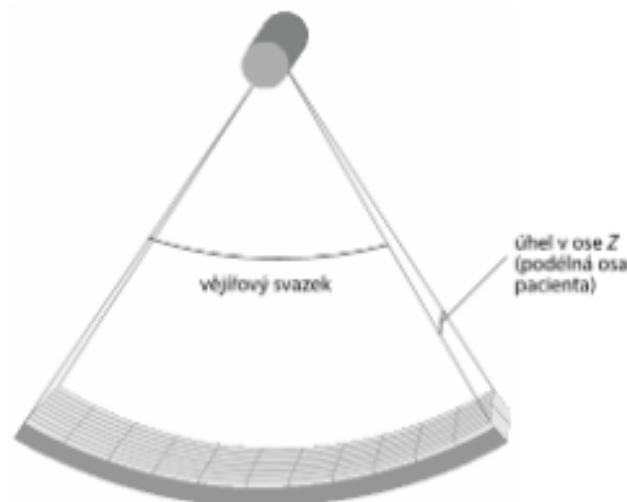
2.4 Výpočetní tomografie

„Výpočetní tomografie je tomografická zobrazovací metoda, která umožňuje zobrazení 3D objektů, aniž by docházelo k překryvu tkání a orgánů jako při 2D zobrazení.“ (Súkupová 2018, s. 112)

Výpočetní tomografie se v průběhu let propracovala mezi špičku diagnostických zobrazovacích metod, kterou již dnes disponuje většina zdravotnických zařízení. S jejím rozšířením souvisí i fakt, že dochází k maximální výtěžnosti z CT vyšetření a v současné době je též častým trendem indikování velkého množství těchto vyšetření a zákroků, které ovšem nejsou pro pacienty z hlediska radiační ochrany před ionizujícím zářením zanedbatelné, ale nepodléhají limitaci záření, jelikož se jedná o lékařské ozáření, které je bez limitní. (Súkupová 2018, s. 112)

2.4.1 Princip

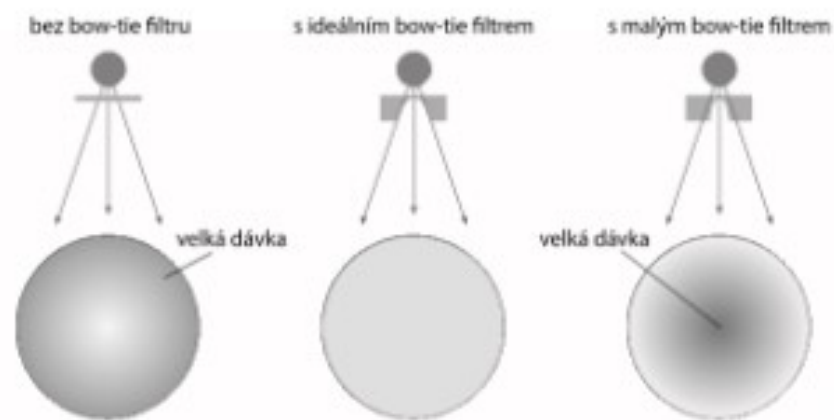
Principem CT vyšetření je rentgenka, rotující kolem těla pacienta, která je umístěna pod krytem přístroje spolu veškerou elektronikou jako je flat filtr, bow tie filtr, proti rozptylová mřížka a velké množství detektorů, které jsou uspořádány do oblouku. Svazek RTG záření vycházející z rentgenky je kolimován do tvaru širšího vějíře. Při průchodu záření pacientem dochází k jeho částečné nebo úplné absorpci. Sběr dat probíhá pomocí detektorů, které registrují zeslabení. (Súkupová 2018, s. 113)



Obrázek 9 Geometrie RTG svazku v CT skeneru (Súkupová 2018, s. 113)

Flat filtr umožňuje ze svazku záření odfiltrout nízkoenergetické fotony, které jsou ve výsledném obraze nežádoucí, jelikož zhoršují jeho kvalitu a významným způsobem navyšují radiační zátěž pacienta. (Súkupová 2018, s. 114)

Bow tie filtr je umístěn u výstupu rentgenky a slouží k formování RTG spektra. Spolu s přirozeným zeslabením záření při průchodu pacientem, přispívá bow tie filtr k homogenitě svazku. Pro správnou funkci bow tie filtru je naprosto zásadní, aby byly přítomny minimálně 2 tyto filtry, jeden určený a tvarovaný pro zobrazení hlavy pacienta a druhý pro zobrazení pacientova trupu. Z tohoto důvodu je evidentní, že pouze jeden bow tie filtr by nebyl dostatečně efektivní pro správné zobrazování. (Súkupová 2018, s. 114-115)



Obrázek 10 Dávková distribuce ve fantomu v závislosti na použitém bow tie filtru (Súkupová 2018, s. 115)

Nežli dopadne záření na detektory, prochází také proti rozptylovou mřížkou a je tedy ještě jednou kolimováno.

Dalšími parametry, které určují kvalitu obrazu a radiační zátěž pacienta jsou hodnoty proudu a napětí. „*Proud rentgenky (mA) je proud, který teče mezi katodou a anodou rentgenky.*“ (Súkupová 2018, s. 124) Maximální hodnota proudu závisí na kapacitě generátoru a též hodnotou napětí. Pro optimální nastavení hodnoty proudu během vyšetření slouží orgánová automatika, která je již předdefinována, ale je možné ji během vyšetření, v případě potřeby, manuálně upravit. Platí však, že dojde-li ke zdvojnásobení hodnoty proudu automaticky tak dojde i zdvojnásobení radiační zátěže pacienta, která není žádoucí, navíc ani zašumění obrazu v takovémto případě výrazněji neklesá. Z výše uvedeného tedy vyplývá, že orgánová automatika má své opodstatnění. (Súkupová 2018, s. 124)

„Napětí rentgenky je definováno jako rozdíl elektrických potenciálů mezi anodou a katodou rentgenky.“ (Súkupová 2018, s. 129) Rozmezí hodnot napětí užívaných u CT se pohybuje od 80-140 kV. Regulací napětí lze ovlivnit absorpci záření v orgánech a materiálech, což má přímý důsledek na šum, kontrast a radiační zátěž pacienta. (Súkupová 2018, s. 129)

„Při zpětné projekci dochází k rozložení zeslabení rovnoměrně po celé dráze paprsku což vede ke vzniku rozmazání okolo objektu, který se projeví jako hvězdicový artefakt. Tomuto artefaktu se lze vyhnout filtrací profilů zeslabení, než je povolena jejich zpětná projekce.“ (Súkupová 2018, s. 119-120). Tato metoda je v současné době již spíše raritou, jelikož ji předstihla iterativní rekonstrukce, která nejen, že poskytuje lepší zobrazení, ale výrazně šetří radiační zátěž pacienta.

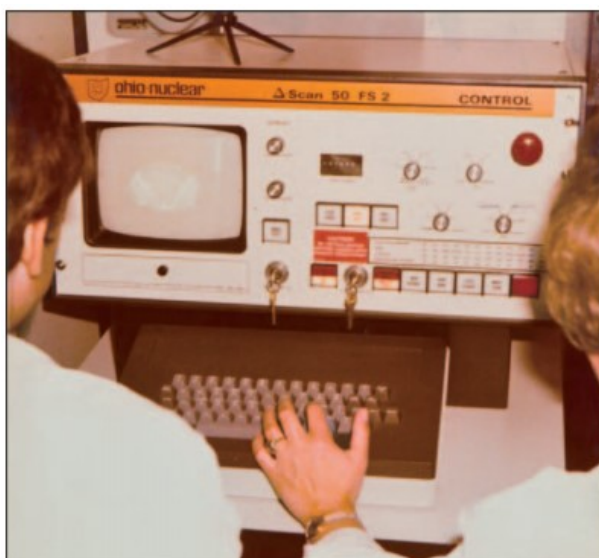
„Iterativní rekonstrukce je rekonstrukční metoda, která umožňuje použitím korekční smyčky snížit šum v obrazu, případně získat dostatečnou kvalitu obrazu při nižší dávce záření.“ (Súkupová 2018, s. 120). Pracuje na principu vyhledávání chybové matice, která stanovuje odchylku od skutečného obrazu vůči obrazu získanému z různých projekcí. (Súkupová 2018, s. 120-121)

Výpočetní tomografie při tvorbě obrazu využívá obrazové matice, složené z voxelů, kdy je pro každý voxel daný součinitel zeslabení, který závisí na projekcích z různých směrů, jelikož CT sbírá data z 360° a díky tomu je možné rozpoznat hustotu jednotlivých materiálů a tkání a získat tak výsledný obraz. (Súkupová 2018, s. 116)

Důležitými ukazateli při CT skenování jsou též perioda rotace a pitch faktor, které mají také vliv na radiační zátěž pacienta.

Tímto způsobem jsou získána raw data a následně jsou tato data, díky MIP, MPR a VRT rekonstrukcím v požadovaných rovinách (sagitální, koronární, axiální) převáděna na CT skeny v počítači, které se dají dále upravovat a je možné z nich vytěžit přesnější diagnostické informace například přepínáním různých CT oken, dle vyšetřované oblasti, v případě osového skeletu okno kostní, dále měkkotkáňové, plicní a mozkové. (Súkupová 2018, s. 113-116)

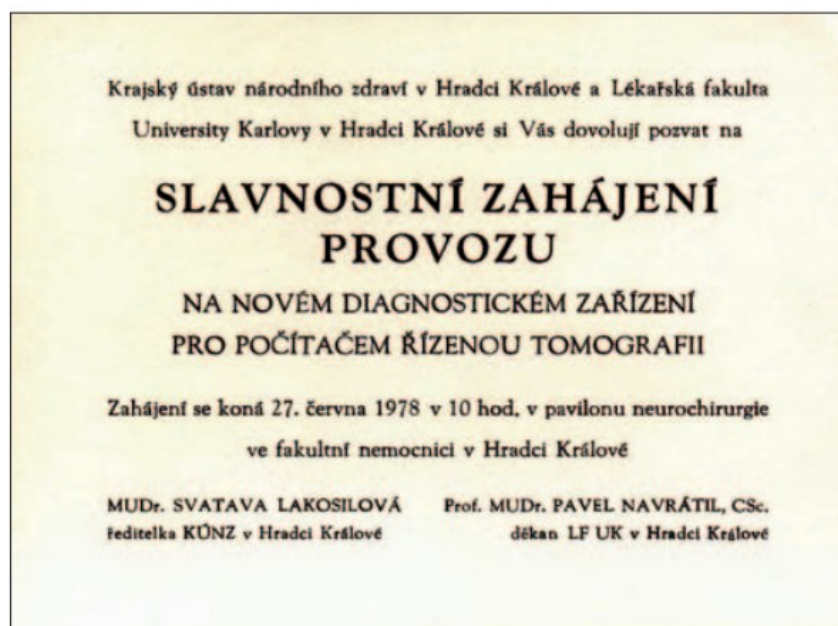
V souvislosti s CT okny hovoříme o takzvané denzitě obrazu, která je definována Hounsfieldovou stupnicí. Hounsfieldova stupnice umožňuje zobrazit až 4096 odstínů šedi. (Pretorius 2011, s. 24)



Obrázek 11 Historický ovládací panel CT přístroje (SCAN 2018, s. 13)

2.4.2 Diagnostika a terapie

Zařazení výpočetní tomografie do klinické praxe mělo zcela zásadní vliv na diagnostiku a terapii mnohých onemocnění. První CT přístroj v celém Československu byl instalován na Neurochirurgické klinice, Fakultní nemocnice Hradec Králové roku 1978 (SCAN 2018 s. 12)



Obrázek 12 Pozvánka na slavnostní otevření prvního CT pracoviště v Československu (SCAN 2018, s. 12)

Díky rozšíření CT přístrojů došlo v radiologii k velkému progresu a dnes jde již o běžnou vyšetřovací zobrazovací metodu, mezi jejíž přednosti patří zejména rychlost a přesnost a přispívá tak k velmi rozmanitému spektru výkonů od nativních vyšetření mozku, přes angiografii, kontrastního vyšetření zažívacího traktu, plic až po náročnější terapeutické zákroky, jako jsou drenáže abscesů, biopsie suspektních ložisek a intervenční výkony. Právě intervenční výkony představují výraznou radiační zátěž pacienta, jelikož mají tyto zákroky několik fází a v každé z nich dochází k ozáření pacienta. Nejdříve je proveden zaměřovací toposken, aby mohl radiolog, na základě anatomických struktur konkrétního pacienta, správně zvolit přístup, kterým bude intervence procházet. Poté dochází k dalšímu CT skenování po zakreslení rentgen kontrastní značky na těle pacienta, po vpichu terapeutické jehly pro ověření, že se jehla nachází v cílové struktuře a následně jako kontrola, zda byl zákrok proveden bez poškození okolních tkání a zda nedochází k úniku aplikované látky. (Súkupová 2018, s. 112)

Nespornou výhodou CT přístroje oproti magnetické rezonanci je rychlost provedení vyšetření, proto se v některých případech jedná dokonce o metodu první volby (polytrauma), avšak je zde oproti MR pacient zatížen ionizujícím zářením. (Seidl 2012, s. 49)

2.4.3 Kontraindikace

Jelikož využívá výpočetní tomografie ionizujícího záření existují zde kontraindikace k vyšetření za pomoci CT. Kontraindikace dělíme na absolutní a relativní. V případě nativního vyšetření je možné provést vyšetření téměř ve všech případech, částečně kromě těhotenství, avšak je-li CT u těhotné pacientky indikováno z vitální indikace, je možné ho provést.

Vyšetření s kontrastní látkou je možné provést pouze z vitální indikace u pacientů, kteří jsou na kontrastní látku alergičtí, mají špatné ledvinné funkce, proto je důležité před podáním kontrastní látky znát hodnoty urey a kreatininu, nebo mají zvýšenou funkci štítné žlázy. (Seidl 2012, s. 49)

2.5 Radiační zátěž pacienta

K radiační zátěži pacienta dochází při každém RTG a CT vyšetření, na sálech vlivem C ramen a skiaskopii. Radiační zátěž se však diametrálně liší v závislosti na použité zobrazovací metodě. Obecně lze říci, že nejméně dávky obdrží pacient při RTG vyšetřeních, naopak nejvíce je zasažen při skiaskopických a intervenčních výkonech. Dávku však můžeme velmi dobře ovlivnit dodržováním základních principů radiační ochrany. Při RTG snímkování slouží k ochraně pacienta ochranné pomůcky, pečlivé nastavení clon a zbytečné neopakování vyšetření. Při CT vyšetření se využívají šetřící low dose protokoly, které rovněž vedou k co nejmenší obdržené dávce při zachování diagnostické úrovně obrazu. U skiaskopie a na sálech je to především použití pulzního režimu a uvědomění si faktu, že intenzita záření klesá se čtvercem vzdálenosti. (Hušák 2009, s. 64-65)

2.5.1 Princip ALARA

Radiační ochrana se řídí dle závazných principů, mezi které řadíme princip optimalizace, zdůvodnění, limitování a fyzické bezpečnosti zdrojů. Princip optimalizace, též znám jako ALARA, (z angl. *as low as reasonably achievable*), v překladu „tak nízká, jak je rozumně dosažitelné“ je základním kamenem celé radiační ochrany. K optimalizaci radiační ochrany dochází prakticky neustále a stále častěji je toto téma také diskutováno nejen mezi erudovanými odborníky, ale také mezi pacienty, kteří jsou indikováni k vyšetření mocí ionizujícího záření. Cílem optimalizace je co možná nejnižší obdržená dávka pacientem při zachování diagnostické úrovně RTG obrazu. K dosažení optimalizace přispívá více faktorů, které budou demonstrovány v praktické části práce. (Hušák 2009, 71-72)

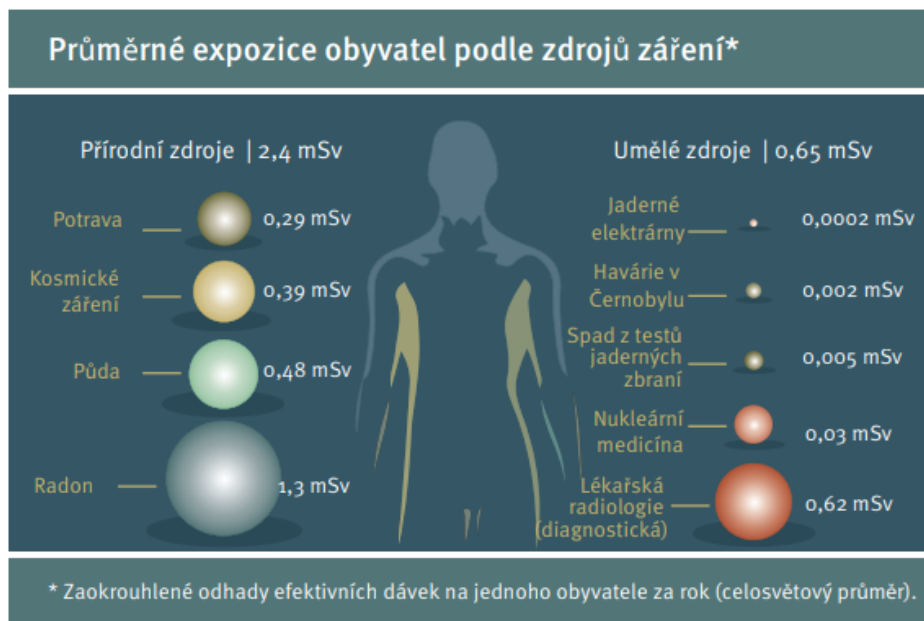
2.5.2 Veličiny radiační ochrany používané v CT

Pro dohled nad radiační ochranou u pacientů, kteří podstupují CT vyšetření nebo intervence jsou stanoveny veličiny pomocí nichž mohou radiologičtí fyzici vypočítat celkovou dávku, kterou pacient během zákroku obdržel a vyhodnotit tak riziko možných následků vlivem lékařského ozáření. Jedná se o veličiny $CTDI_w$ (vážený dávkový index výpočetní tomografie) $CTDI_{vol}$ (volumetrický index výpočetní tomografie), DLP neboli součin dávky a délky skenované oblasti. DLP nezohledňuje ovšem velikost pacienta. S velikostí pacienta počítá veličina SSDE (efektivní průměr pacienta) a je tedy vhodnější pro výpočet. (Súkupová 2018, s.157)

2.5.3 Porovnání dávky obdržené z přístrojů a z přírodního prostředí

V oblasti humánní medicíny mají své nezastupitelné místo přístroje využívající ionizující záření jako jsou rentgeny, výpočetní tomografie, C ramena, skiaskopie a jiné. Právě tímto jejich hojným využíváním vyvstává otázka, do jaké míry mohou být účinky lékařského ozáření bezpečné. Důležitým poznatkem je též fakt, že lékařské ozáření nepodléhá limitům.

Před každým vyšetřením je však naprosto zásadní vyslovení klinické otázky, kterou má daná zobrazovací modalita ozřejmit. Je však potřeba na druhou stranu říci, že k ozáření osob nedochází jen vlivem ozáření lékařského, ale také každý den zářením z přírodního prostředí, které si mnoho lidí ani neuvědomuje. U starších rodinných domů je nutná kontrola radonu, který je uložen v podlazi a hrozí jeho prostup do vnitřních prostorů domu a je tudíž možné jeho vdechnutí. Další možnou cestou ozáření je ingesce a kosmické záření. Hovoříme tedy o vnitřním i vnějším ozáření osob. (Hušák 2009, s. 25, s. 71-72)



Obrázek 13 Průměrné expozice obyvatel podle zdrojů záření (UNEP 2016, s. 54)

2.6 Intervenční radiologie

V rámci intervenční radiologie základně rozeznáváme radiologii vaskulární a nevaskulární. Do vaskulární intervenční radiologie řadíme veškeré výkony, které jsou vykonávány na cévách jako např. perkutánní transluminální angioplastika, trombolýza, zavádění stentů, transkatérová embolizace a transjugulární intrahepatický portosystémový shunt (TIPS). (Seidl 2012, s. 201)

2.6.1 Nevaskulární intervenční radiologie

Nevaskulární intervenční radiologie zahrnuje výkony, které jsou prováděny zcela mimo cévní systém. Do této kategorie spadají intervence na gastrointestinálním traktu (GIT), především perkutánní gastrostomie a dilatace stenóz, na žlučových cestách, jakými jsou perkutánní transhepatická drenáž žlučových cest, rovněž dilatace stenóz a perkutánní extrakce koncrementů ze žlučových cest. Mezi další možné výkony patří intervence na dýchacích cestách a perkutánní drenáže abscesů. (Thanos 2003)

2.6.2 Intervenční výkony na páteři pod CT kontrolou

Mezi nejčastěji prováděné intervenční výkony na páteři patří vertebroplastika, kyfoplastika, periradikulární terapie a ozonoterapie. Průlom v diagnostice a terapii onemocnění páteře způsobilo zařazení výpočetní tomografie (CT) do klinické praxe roku 1978. (SCAN 2018, s. 8-16)

2.6.2.1 Vertebroplastika

Perkutánní vertebroplastika je dnes běžně prováděným výkonem v intervenční radiologii. Před samotným výkonem jsou nezbytná klinická vyšetření, která prokáží indikace k tomuto zákroku, jakými mohou být osteoporóza, tumory či suspektní nálezy na RTG, CT či MR. Pacient je uložen do polohy vleže na břicho a po celou dobu je sledována saturace, krevní tlak, tep a EKG.

Nejprve je označen postižený obratel, následuje AP projekce oblasti zájmu a poté bočná projekce. Místo vpichu dezinfikujeme a aplikujeme lokální anestezii. Radiolog vždy zváží mono či bipedikulární přístup a posterolaterální či anterolaterální přístup. Plnicí jehla směřuje do středu těla obratle a prochází též středem pediklů. Aplikovaný cement obsahuje tekutou složku a prášek, je tedy nezbytné před aplikací důkladné smísení obou složek. Jeho konzistence připomíná pastu na zuby. Před aplikací cementu je prováděna kontrolní vertebrografie pro případnou korekci polohy jehly v důsledku úniku kontrastní látky. Plnění probíhá pod přímou CT kontrolou. Po výkonu dochází k vyjmutí instrumentária, pacient zůstává ležet 2-4 hodiny na zádech, poté dochází k jeho mobilizaci. (Ryška 2010, s. 93–104)

2.6.2.2 Kyfoplastika

Kyfoplastika je metodou intervenční radiologie, při které je postižené obratlové tělo, vyplněno PMMA cementem, jež funguje jako výztuž. Nejčastějšími indikacemi ke kyfoplastice jsou osteoporotické změny a zlomeniny obratlových těl. Během výkonu dochází k zvednutí obratlového těla a mírnému korigování kyfotického zakřivení, vlivem čehož je pacient uložen do pronáční polohy už na samém začátku vyšetření. Před výkonem pacient absolvuje RTG vyšetření páteře nebo CT, při kterém musí být prokázána fraktura i hematom. Dále magnetická rezonance, která by měla vyloučit onemocnění míchy nezánnětlivého typu. V případě jejího prokázání je nezbytné pozměnit techniku a metodu terapie. (Ryška 2010, s. 127-135)

Absolutními kontraindikacemi kyfoplastiky jsou především krvácivé stavy, jejichž příčinou je porucha srážlivosti krve, septické stavy, tříštivá zlomenina, kdy by rozpínání zaváděného balónku mohlo způsobit dislokaci úlomku do páteřního kanálu a fraktura, která by mohla vést k zúžení páteřního kanálu na méně než 80 %. (Ryška 2010, s. 127-135)

Pacient je uložen do polohy vleže na břicho s vyvýšeným hrudníkem a uveden do celkové anestezie. Dle lokace vybere radiolog vhodný přístup (transpedikulární nebo laterální pedikulární) a za CT kontroly označí pedikl postiženého obratle. Následuje řez, přes který bude postupně zaváděno potřebné instrumentárium zahrnující jehlu s vodicím drátem, širokou jehlu, vrták a trokar. Trokarem je následně veden balónek, který pomocí vysokotlaké stříkačky nafukujeme a kontrolujeme. Dochází k vytváření dutiny, odstranění balónku a zavedení plnicí jehly s cementem, kterým je postupně vyplněna celá dutina. Nakonec je kůže sešita malým množstvím stehů. (Ryška 2010, s. 127-135)

2.6.2.3 Periradikulární terapie

Periradikulární terapie (PRT) představuje účinnou metodu v léčbě bolesti při radikulárním syndromu. Indikací k výkonu PRT jsou prioritně výsledky radiodiagnostických a také klinických vyšetření. Každé z vyšetření zde má své nezastupitelné místo, radiodiagnostické nálezy poskytují informace o morfologii a vylučují z terapie tumory. Neurologické vyšetření prezentuje funkčnost a stav pohybového ústrojí. (Krajina 2005, s. 492)

Pacient je uložen na břicho a má vzpažené horní končetiny. Skenovací oblastí při tomto vyšetření je intervertebrální otvor s nervovým kořenem. Šíře jednoho skenu jsou 3 mm. Na výsledných snímcích jsou často velmi dobře patrné nálezy, které jsou příčinou bolesti. Nejčastěji se jedná o stenózy páteřního a kořenového kanálu, výhřezy plotének a jejich recidiva či spondylolistéza.

Před samotným vyšetřením poučí personál pacienta, jak bude výkon probíhat a zároveň, bude potřeba jeho spolupráce k zajištění optimální diagnostické úrovně. Nejprve musí být zhotoven bočný topogram LS páteře a následně vybrána rovina postiženého intervertebrálního otvoru, přes kterou jsou poté provedeny axiální skeny, z nichž je určena optimální rovina a místo pro zavedení jehly. Tato pozice je promítnuta světelným zaměřovačem na kůži pacienta a zakreslena. Místo vpichu je dezinfikováno a jehlu pomalu vpravujeme do cílového prostoru. Je-li hrot jehly umístěn správně, aplikujeme předem připravenou léčebnou látku, která je pro svou detekci označena 1 ml kontrastní látky. Látka je směsí kortikoidu a anestetika a mají protizánětlivý účinek. Po kontrole distribuce látky, je jehla propláchnuta fyziologickým roztokem a vytažena z těla pacienta. Běžná doba výkonu není delší než 10 minut, v závislosti na vzájemné spolupráci. (Krajina 2005, s. 492-493)

Možnými komplikacemi toho výkonu jsou zejména alergické reakce. Raritní komplikací může být i aplikace látky do epidurálního prostoru. Pacient může pociťovat bolest hlavy, nevolnost nebo závrať. (Krajina 2005, s. 492-493)

2.6.2.4 Ozonoterapie

Léčba pomocí ozonoterapie je další možnou alternativou v terapeutickém procesu bolesti zad. Přestože je ozonoterapie řazena mezi ranné moderní metody, byl však již prokázán její terapeutický účinek, a to u většiny pacientů, kteří tento zákrok podstoupili. Pacienti pociťují úlevu od bolesti již několik hodin po intervenci, kterou lze provést opakovaně při zachovaném minimálním odstupu čtvrt roku.

Ozonoterapie představuje metodu, při které je do postižené oblasti aplikována látka (směs kyslíku a ozonu), má protizánětlivý účinek a funguje na základě narušení metabolických procesů v buňkách. Standardně je prováděna pod CT kontrolou, aby bylo možné kontrolovat polohu jehly. CT kontrola významným způsobem přispívá k minimalizování komplikací zapříčiněných nesprávnou polohou. (Radiologická klinika, FN HK)

Vyšetření je nejčastěji prováděno vleže na břiše. Po řádné dezinfekci místa vpichu provedeme kontrolu polohy jehly, její sklon a hloubku zavedení. Poté radiolog aplikuje terapeutickou dávku připravené látky a kontroluje pacientův stav, zdali nedochází k alergické reakci či jiným obtížím.

Pacient po léčebné intervenci zůstává čtvrt hodiny v klidu sedět v čekárně, což značnou měrou přispívá k optimální distribuci směsi v místě aplikace. (Radiologická klinika, FN HK)

3 VÝZKUMNÁ ČÁST

Výzkumná část se zabývá možnostmi, jakými je možné snížit radiační zátěž pacienta při intervenčních výkonech. Výzkum je zaměřen především na regulaci proudu a napětí a snaží se najít takové kombinace hodnot, které by splňovaly požadavky na kvalitu zobrazení a současně nízkou radiační zátěž pacienta.

3.1 Cíl práce

Bakalářská práce se ve své výzkumné části zabývá expozičními parametry při CT intervencích a klade si za cíl nalézt vhodné kombinace hodnot napětí a elektrického množství pro provádění CT intervenčních výkonů v oblasti páteře.

Hlavním cílem je odpověď na kauzální otázku, zda a případně, do jaké míry je možné vhodnou kombinací expozičních parametrů přispět k optimalizaci radiační zátěže pacienta při intervenčních výkonech.

Dalším cílem bakalářské práce je porovnat již známé hodnoty napětí a proudu, se kterými jsou prováděny intervenční výkony v oblasti krční, hrudní a bederní páteře na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové s hodnotami, které byly naměřeny během výzkumu a ověřit možnosti další optimalizace nastavení vyšetřovacích protokolů, které jsou na pracovišti aktuálně používány v praxi.

3.2 Metodika

Měření bylo provedeno na CT pracovišti Diagnostického centra Radiologické kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové. Postupně byly na antropomorfním fantomu skenovány oblasti krční, hrudní a bederní páteře. Každá oblast byla skenována s 5 různými hodnotami napětí a 7 různými hodnotami proudu pro 2 různé rekonstrukce, a to filtrovanou zpětnou projekci a iterativní rekonstrukci. Sledovány byly hodnoty poměru signál šum, jejich závislost na kombinaci expozičních parametrů (napětí a elektrické množství) a jim odpovídající vývoj radiační zátěže pacienta vyjádřený objemovým CT indexem $CTDI_{vol}$. Příslušné kombinace expozičních parametrů byly následně porovnány s hodnotami ve vyšetřovacích protokolech CT pracoviště.

3.3 Analýza dat

Sběr dat probíhal na CT přístroji Siemens Somatom Definition AS+. Díky antropomorfnímu fantomu bylo možné provést četná měření, při kterých byly postupně voleny kombinace hodnot napětí a elektrického množství. Měření byla prováděna nejprve pro oblast krční páteře (C 5), poté pro hrudní páteř (Th 12), a nakonec pro páteř bederní (L 5).

Vzhledem k dokonalé reprodukovatelnosti podmínek (nehybnost fantomu, bez dýchacích artefaktů, bez posunu vyšetřovacího stolu) nebylo nutné provádět pro každou kombinaci hodnot proudu a napětí více měření.

Při jednotlivých měřeních, byly pro každou posuzovanou oblast, sledovány a zaznamenávány hodnoty $CTDI_{vol}$. Po provedení všech měření v dané anatomické oblasti – 31 měření v oblasti krční páteře, 31 měření v oblasti hrudní páteře a 28 měření v oblasti bederní páteře byla příslušná obrazová data odeslána do PACS, vyšetření byla postupně zobrazována na diagnostické stanici, kde byla provedena měření CT čísel v referenčních oblastech (ROI) příslušných obratlových těl. Naměřené střední hodnoty CT čísel a směrodatné odchylky v ROI byly zaznamenávány do tabulkového procesoru Microsoft Excel. V tabulkovém procesoru byly vypočteny příslušné hodnoty poměru signál/šum (SNR). Výstupem provedených měření jsou tabulky hodnot CT indexů $CTDI_{vol}$ a SNR.



Obrázek 14 CT přístroj, Radiologická klinika, FNHK (autorský obrázek)

3.3.1 Iterativní rekonstrukce

První část měření na antropomorfním fantomu byla plánována s využitím iterativní rekonstrukce CT obrazu SAFIRE, kterou je CT zařízení vybaveno. Příslušné protokoly pro CT intervenční výkon v oblasti páteře však využití iterativní rekonstrukce neumožňovaly a všechna provedená měření byla zpracována systémem filtrované zpětné projekce, která je obecně oproti iterativní rekonstrukci spojována s vyšší radiační zátěží pacienta. Dle (Súkupová, Optimalizace na CT (5)) umožňuje iterativní rekonstrukce redukci dávky o 30-40 % oproti filtrované zpětné projekci. Lze předpokládat, že zpracováním obrazu systémem iterativní rekonstrukce by došlo i v tomto případě k nezanedbatelné redukci dávky.

3.3.2 Filtrovaná zpětná projekce

Druhá část měření na antropomorfním fantomu probíhala pomocí filtrované zpětné projekce, kterou CT přístroj využívá pro zpracování obrazových dat CT intervenčních výkonů v oblasti páteře.

3.3.2.1 Krční páteř (C5)

V rámci simulace intervenčního výkonu v oblasti krční páteře byl antropomorfní fantom uložen v poloze na břicho, hlavou směrem do gantry CT přístroje. Vzhledem k nutnosti dobrého přístupu intervenčního radiologa a dostatku prostoru k přípravě, zavedení a samotné manipulaci s instrumentáři musí být vyšetřovací stůl během výkonu v nejnižší možné pozici.



Obrázek 15 Simulace intervence na obratli C5 na antropomorfním fantomu (autorský obrázek)

Pro oblast krční páteře bylo stanoveno 5 hodnot napětí a 7 hodnot proudu. Vyšetřovací protokol však neumožňoval nastavení a provedení měření s hodnotou elektrického množství menší než 30 mAs a z plánovaných 35 bylo pouze provedeno 32 měření. Všechna měření byla provedena bez manipulace s fantomem, vyšetřovací stůl byl vzhledem k malému rozsahu skenované oblasti ve stabilní poloze. Pro navození podmínek výkonu byla v oblasti pátého krčního obratle ve speciálním fixačním zařízení umístěna bioptická jehla.

C 5	70	80	100	120	140	FBP
10		0,21	0,45	0,76	1,14	CTvol
		465,96	410,24	376,60	358,27	Avg
		34,96	23,38	19,73	16,29	Std.Dev
		41,93	60,32	69,77	83,38	SNR
15		0,32	0,67	1,14	1,72	CTvol
		466,31	408,45	378,38	359,81	Avg
		38,66	20,39	14,57	11,85	Std.Dev
		37,93	69,08	94,60	114,75	SNR
20		0,41	0,90	1,52	2,29	CTvol
		461,13	408,62	377,87	359,45	Avg
		21,64	16,95	14,81	11,18	Std.Dev
		67,52	83,10	93,04	121,60	SNR

Obrázek 16 Náhled hodnot U, Q, CTDIvol, Avg, Std. Dev a SNR pro obratel C5 u FBP

Pro lepší přehlednost byly z tabulky odstraněny všechny hodnoty vyjma napětí, elektrického množství, $CTDI_{vol}$ a SNR. Hodnoty $CTDI_{vol}$ a SNR byly pro lepší přehlednost zpracovány do samostatných tabulek (viz tabulka 1 a 2). Hodnoty prezentované v těchto tabulkách bylo možné vynést do grafu, propojit a získat tak křivku vyjadřující závislost $CTDI_{vol}$ a SNR na napětí a elektrickém množství.

Tabulka 1 Hodnoty napětí, elektrického množství a SNR pro obratel C5

Q [mAs]	U [kV] / SNR				
	70	80	100	120	140
10		41,93	60,32	69,77	83,38
15		37,93	69,08	94,60	114,75
20		67,52	83,10	93,04	121,60
25		54,64	92,28	110,21	159,10
30	44,30	73,40	85,40	122,96	133,04
35	43,59	76,45	101,24	106,52	135,74
40	51,41	66,62	87,51	145,09	150,76

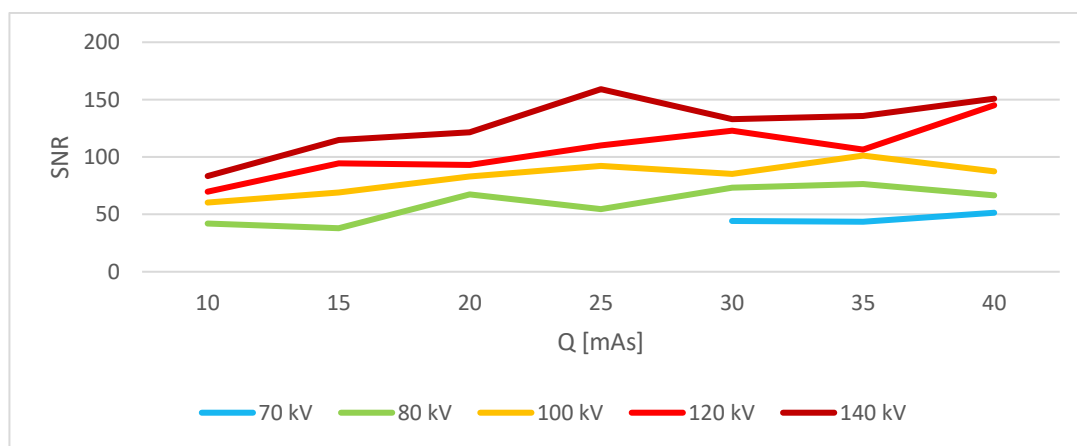
Z tabulky 1 je patrné, že se zvyšujícími se hodnotami napětí a zároveň snižujícími se hodnotami elektrického množství, dochází k mírnému nárůstu poměru signál/šum v obrazu. Zvyšuje-li se poměr signál/šum v obrazu, dochází k lepšímu zobrazení požadované anatomické struktury, avšak se zároveň zvyšuje objemový CT index. Dojde-li k dosažení požadované kvality obrazu, lze přistoupit k redukci $CTDI_{vol}$ ovlivněním expozičních parametrů, jak demonstruje tabulka 2.

Tabulka 2 Hodnoty napětí, elektrického množství a $CTDI_{vol}$

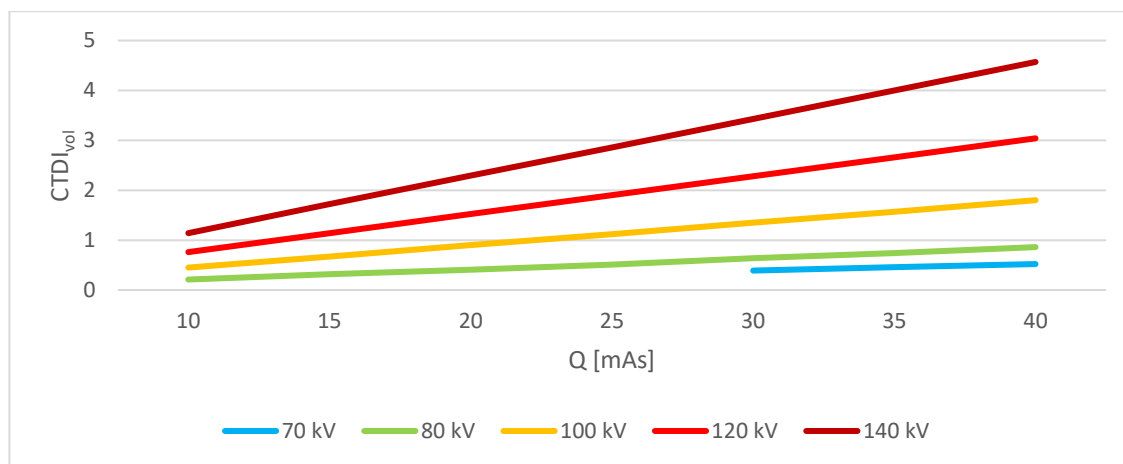
Q [mAs]	U [kV] / $CTDI_{vol}$				
	70	80	100	120	140
10		0,21	0,45	0,76	1,14
15		0,32	0,67	1,14	1,72
20		0,41	0,90	1,52	2,29
25		0,51	1,12	1,90	2,86
30	0,39	0,64	1,35	2,28	3,43
35	0,46	0,74	1,57	2,66	4,00
40	0,52	0,86	1,80	3,04	4,57

Tabulka 2 vyjadřuje závislost $CTDI_{vol}$ na zvoleném napětí a elektrickém množství. Zaměřili se na vývoj $CTDI_{vol}$ pro hodnoty 80 kV a 20 mAs spatřujeme, že hodnota objemového CT indexu dosahuje 0,41 mGy. Avšak v porovnání s hodnotami napětí 120 kV a elektrického množství 10 mAs, pozorujeme, že hodnota CT indexu vystoupala na 0,76 mGy, Objemový CT index se zvýšil o 30 %.

Graf 1 Poměr signál/šum v obrazu pro hodnoty napětí a elektrického množství pro obratel C5



Graf 2 Vývoj $CTDI_{vol}$ v závislosti na napětí a elektrickém množství pro obratel C5



Graf 1 prezentuje vývoj poměru signál/šum v obrazu. V křivkách lze spatřit trend odkazující na fakt, že při napětí 140 kV a elektrickém množství 25 mAs došlo k nezanedbatelnému skoku v rámci poměru hodnot signál/šum v obrazu. Tento trend lze přisuzovat artefaktu, který způsobila zavedená bioptická jehla, jenž narušila homogenitu, již tak velmi úzkého skenovaného objemu. Naopak tomu bylo v případě napětí 120 kV a hodnotě 35 mAs, kdy došlo k náhlému poklesu poměru signál/šum v obrazu a jeho následnému opětovnému zvýšení se.

Graf 2 představuje vývoj objemového CT indexu, který se se zvyšujícím se napětím a elektrickým množstvím dostává téměř na lineární průběh křivky. Z grafu je též patrné, že pro hodnotu napětí 70 kV dochází pouze k nepatrnému nárůstu hodnoty $CTDI_{vol}$, což lze vysvětlit pouze 3 kombinacemi hodnot napětí a elektrického množství. Efektivní průměr pacienta v tomto případě činil 9,8cm * 9,9 cm.

Velmi úzká skenovaná oblast a artefakt od bioptické jehly mohou být vysvětlením, proč došlo při měření k takovým skokům v rámci poměru hodnot signál/šum.

Měření na antropomorfním fantomu bylo zjištěno, že z hlediska optimalizace radiační zátěže pacienta by byly pro klinickou praxi využitelné hodnoty 80 kV a 20 mAs. Vlivem nenaměřených hodnot SNR a $CTDI_{vol}$ při hodnotách napětí 70 kV a mAs nižší než 30, nelze s určitostí říci, zdali by mohly být tyto hodnoty též využity.

3.3.2.2 Hrudní páteř (Th12)

V rámci simulace dalšího intervenčního výkonu, tentokrát v oblasti hrudní páteře, byl antropomorfní fantom ponechán v poloze na břiše, hlavou směrem do gantry CT přístroje. Pro zachování identických podmínek a z toho plynoucí relevantnosti měření, byla ponechána též stejná výška vyšetřovacího stolu, jako při první simulaci, pouze se změnila laserová centrace CT přístroje, která byla nyní nastavena na oblast obratle Th12.



Obrázek 17 Simulace intervence na obratli Th12 na antropomorfním fantomu (autorský obrázek)

Pro oblast hrudní páteře bylo stanoveno 5 hodnoty napětí a 7 hodnot elektrického množství. Hodnoty CTvol a SNR byly pro přehlednost zpracovány do samostatných tabulek (viz tabulka 3 a 4). Hodnoty prezentované v těchto tabulkách byly následně zaneseny do grafu, propojeny a získány reprezentativní křivky.

Tabulka 3 Hodnoty napětí, elektrického množství a poměru signál/šum v obrazu pro obratel Th12

Q [mAs]	U [kV] / SNR				
	70	80	100	120	140
10		17,58	23,06	27,61	32,31
15		19,92	26,55	33,02	40,37
20		23,64	27,98	38,99	49,22
25		24,88	33,59	39,96	50,06
30	22,27	26,06	33,59	54,24	56,64
35	23,67	28,57	40,51	48,94	61,53
40	22,02	31,90	38,53	53,55	68,93

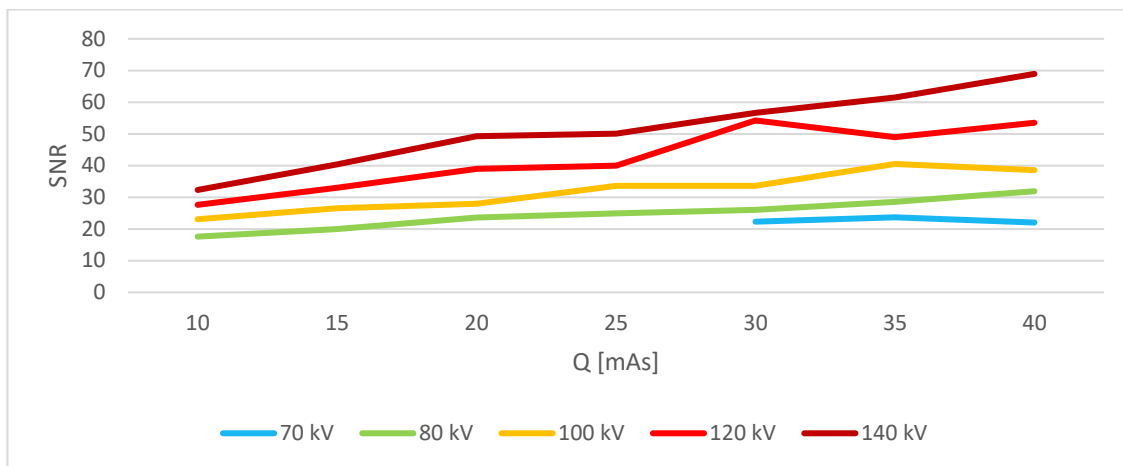
Tabulka 4 Hodnoty napětí, elektrického množství a hodnoty CTDI_{vol} pro obratel Th12

Q [mAs]	U [kV] / CTDI _{vol}				
	70	80	100	120	140
10		0,21	0,45	0,76	1,14
15		0,32	0,67	1,14	1,72
20		0,41	0,90	1,52	2,29
25		0,51	1,12	1,90	2,86
30	0,39	0,64	1,35	2,28	3,43
35	0,46	0,74	1,57	2,66	4,00
40	0,52	0,86	1,80	3,04	4,57

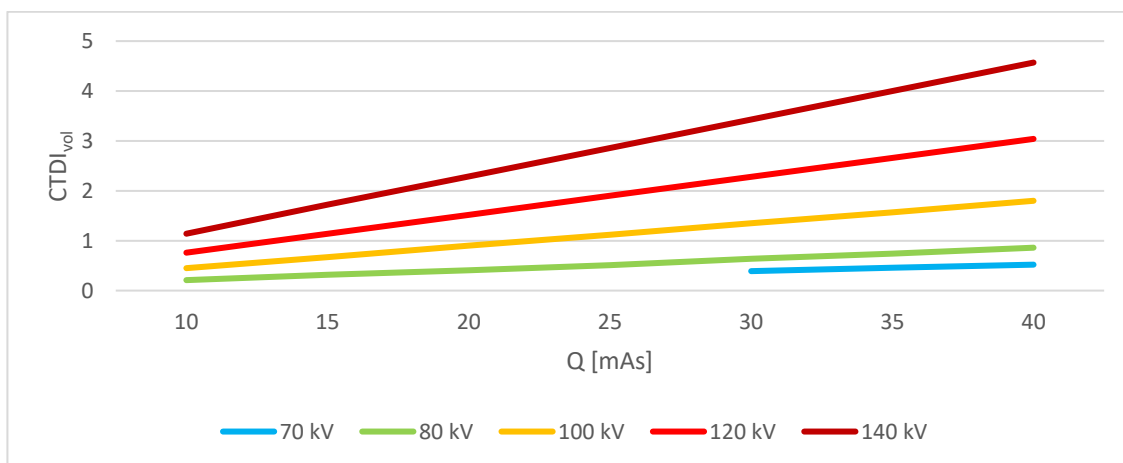
Z tabulky 3 vyplývá, že pokud se na tomto pracovišti používá při intervenčních výkonech v oblasti hrudní páteře napětí 100 kV a elektrické množství 25 mAs, hodnota CT objemového indexu dosahuje 27,98. V návaznosti na tento fakt je dle měření výhodnější kombinace hodnot napětí 80 kV a elektrického množství 35 mAs, kdy dochází k mírnému zvýšení poměru signál/šum v obrazu a též mírné redukci CT objemového indexu na hodnotu 0,74 mGy.

Můžeme taktéž pozorovat, že při hodnotě napětí 120 kV a elektrickém množství 10 mAs došlo k nepatrnému snížení poměru signál/šum v obrazu, oproti standardně používaným hodnotám a k redukci CT objemového indexu o téměř pětinu.

Graf 3 Poměr signál/šum v obrazu pro hodnoty napětí a elektrického množství pro obratel Th12



Graf 4 Vývoj CTDI_{vol} v závislosti na napětí a elektrickém množství pro obratel Th12



Graf 3 prezentuje vývoj poměru signál/šum v obrazu pro obratel Th12. Reprezentativní křivky jsou v tomto případě vyhlazenější, než tomu bylo u křivek v grafu 1. Pro hodnotu napětí 70 kV lze spatřit pozvolna se snižující křivku při hodnotě elektrického množství 40 mAs. Velmi důležité jsou zejména křivky představující napětí 100 kV, 120 kV a 140 kV. Z jejich průběhu lze vyčíst řadu zlomů, které byly přítomny též u křivek v grafu 1, avšak zde již nejsou natolik výrazné, vyjma křivky pro napětí 120 kV při hodnotě elektrického množství 35 mAs, kde došlo k významnému poskoku poměru signál/šum v obrazu.

Tyto odchylky jsou svým charakterem podobné odchylkám v poměru signál/šum z grafu 1.I zde mají odchylky své opodstatnění, byť se liší od výše zmíněných. Rovněž jako v případě předešlých křivek je za již zmíněné skoky odpovědná bioptická jehla, kterou se intervence na páteři běžně provádí. Bioptická jehla způsobuje artefakty a dehomogenizaci anatomické struktury, do které je zavedena. Příмым důsledkem toho jsou zmíněné skoky, které se ovšem vlivem větší skenované oblasti neprojeví do takové míry, jelikož se dokáží lépe ve větší skenované oblasti rozložit, než tomu bylo v případě skenované oblasti krčního obratle. Efektivní průměr pacienta byl v tomto případě 29 cm * 31 cm, díky čemuž dochází k větší homogenizaci artefaktu od bioptické jehly v obrazu než u krčního obratle s efektivním průměrem 9,8cm * 9,9 cm.

Graf 4 popisuje vývoj objemového CT indexu, který se se zvyšujícím se napětím a elektrickým množstvím blíží lineárnímu průběhu křivky. V porovnání s grafem 2 je též patrné, že pro hodnotu napětí 70 kV prakticky nedochází k nárustu či snižování hodnoty $CTDI_{vol}$. a platí, že s vyšší hodnotou napětí a vyšším elektrickým množstvím stoupá hodnota CT objemového indexu.

Měření na antropomorfním fantomu bylo zjištěno, že z hlediska optimalizace radiační zátěže pacienta by doporučenými hodnotami napětí a elektrického množství, pro klinickou praxi, byly hodnoty 80 kV a 35 mAs místo obvyklých 25 mAs a 100 kV. Tímto by tak tedy došlo k redukci dávky téměř o pětinu.

Z hlediska $CTDI_{vol}$ a poměru signál/šum v obrazu při různých hodnotách napětí a elektrického množství, prezentovaných v tabulkách vyplývá, že se jako výhodnější jeví použití spíše nižší hodnoty napětí a vyšší hodnoty elektrického množství.

3.3.2.3 Bederní páteř (L5)

V rámci simulace posledního intervenčního výkonu, tentokrát v oblasti bederní páteře, byl antropomorfní fantom uložen v poloze na břiše, hlavou směrem do gantry CT přístroje, tedy naprosto shodně s předešlými měřeními, ta, aby byla zachována relevantnost byla ponechána též identická výška vyšetřovacího stolu, jako při předešlých simulacích, pouze s obměněnou laserovou centrací CT přístroje, která byla nyní nastavena na oblast bederního obratle L5.



Obrázek 18 Simulace intervence na obratli L5 na antropomorfním fantomu (autorský obrázek)

Pro oblast bederní páteře byly stanoveny 4 hodnoty napětí a 7 hodnot elektrického množství. Hodnoty CTvol a SNR byly pro názornost zpracovány do samostatných tabulek (viz tabulka 5 a 6). Hodnoty prezentované v těchto tabulkách byl ypoté zaneseny do grafu, propojeny a získány reprezentativní křivky.

Tabulka 5 Hodnoty napětí, elektrického množství a poměru signál/šum v obrazu pro obratel L5

Q [mAs]	U [kV] / SNR				
	70	80	100	120	140
10		12,22	18,76	20,07	27,80
15		15,29	24,84	26,18	31,71
20		17,87	25,89	29,47	32,19
25		19,66	28,56	30,04	38,24
30		20,64	27,22	36,45	36,75
35		23,78	30,08	38,41	45,28
40		25,61	32,05	37,85	50,71

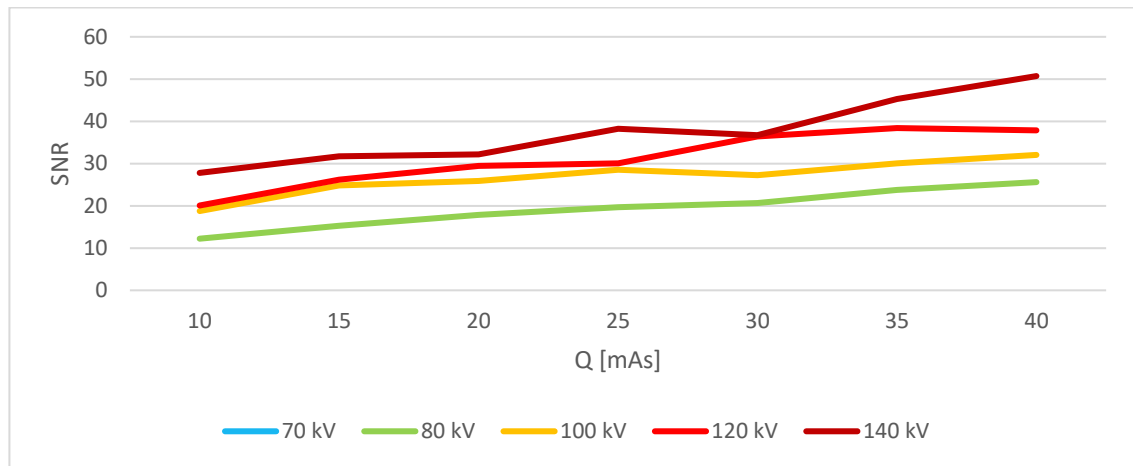
Tabulka 6 Hodnoty napětí, elektrického množství a hodnoty CTDIvol pro obratel L5

Q [mAs]	U [kV] / CTDI _{vol}				
	70	80	100	120	140
10		0,21	0,45	0,76	1,14
15		0,32	0,67	1,14	1,72
20		0,41	0,90	1,52	2,29
25		0,51	1,12	1,90	2,86
30		0,64	1,35	2,28	3,43
35		0,74	1,57	2,66	4,00
40		0,86	1,80	3,04	4,57

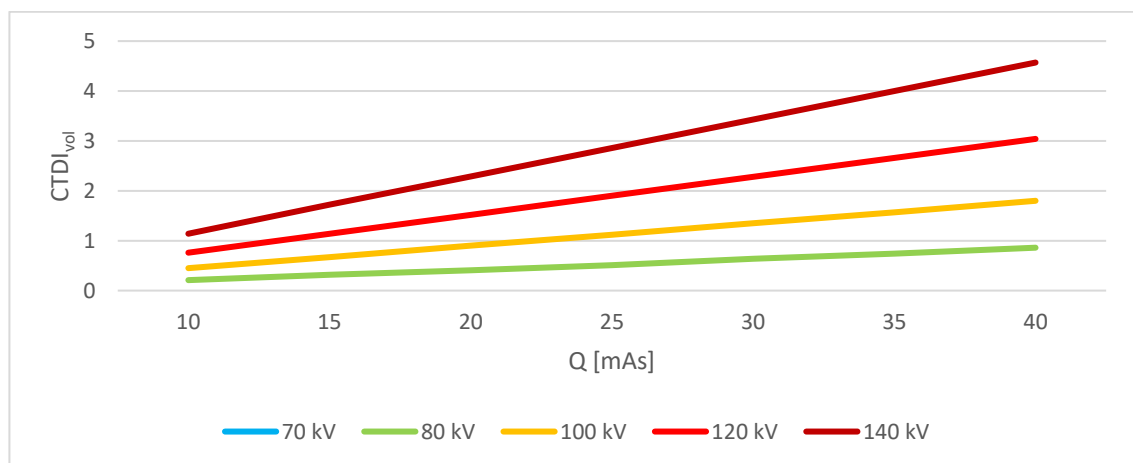
Z tabulky 5 vyplývá, že pokud se na tomto pracovišti používá napětí 100 kV a elektrické množství 25 mAs je hodnota SNR 28,56 a CT objemový index 1,12 mGy. Měřením pro celkem 28 kombinací napětí a elektrického množství, bylo zjištěno, že chceme-li zachovat téměř identický poměr signál/šum v obrazu, jeví se tyto hodnoty nejefektivněji. V případě zvýšení napětí na 120 kV a snížení elektrického množství na hodnotu 20 mAs stoupne hodnota SNR v obrazu na 29,47 a objemový CT index dokonce na hodnotu 1,52 mGy.

Při navolení ještě vyššího napětí, tedy 140 kV a snížení elektrického množství na 15 mAs se dostáváme na poměr signál/šum 31,71 a hodnotu $CTDI_{vol}$ již 1,72, což už představuje výrazný nárůstu téměř o 30 % oproti původní hodnotě $CTDI_{vol}$ 1,12 mGy. což není žádoucí.

Graf 5 Poměr signál/šum v obrazu pro hodnoty napětí a elektrického množství pro obratel L5



Graf 6 Vývoj $CTDI_{vol}$ v závislosti na napětí a elektrickém množství pro obratel L5



Graf 5 prezentuje vývoj poměru signál/šum v obrazu pro obratel L5. Vzhled reprezentativních křivek je v tomto případě nejvyhlazenější, tedy bez významných odchylek od běžného trendu křivek, oproti křivkám v grafech 1 a 3. Hodnota napětí 70 kV v tomto případě zcela chybí, jelikož se s takto nízkou hodnotou napětí intervenční výkon v oblasti osového skeletu neprovádí. Pro hodnoty křivek 80 kV a 100 kV není patrný téměř žádný neobvyklý skok v hodnotě SNR. V případě křivek pro hodnoty napětí 120 kV a 140 kV, pozorujeme větší skoky, oproti zmíněné zelené a žluté křivce, avšak s porovnáním vůči grafům 1 a 3 se stále jedná o málo významné odchylky. Podařilo se objasnit skoky křivek v SNR, které byly se zvětšujícím se skenovaným objemem lépe rozloženy v anatomické struktuře a nedocházelo tedy k tak významným artefaktům obrazu, jako tomu bylo především v grafu 1.

Při skenování bederního obratle L5 byl efektivní průměr fantomu stanoven na 28,2*20,5cm.

I zde, byť ve velmi malé míře, způsobila použitá bioptická jehla artefakty obrazu, a tedy ovlivnila vývoj křivek reprezentujících poměr SNR v obrazu. Oblast skenované bederní páteře je uprostřed efektivních průměrů pacienta z oblasti krční, hrudní a bederní páteře proto se zde dehomogenizace prostředí nerozloží nejlépe ze všech skenovaných oblastí a nevýznamně přispívá k trendu vývoje křivek v grafech 1 a 3.

Graf 6 představuje vývoj $CTDI_{vol}$, který se se zvyšujícím se napětím a elektrickým množstvím blíží i v tomto posledním případě, lineárnímu průběhu křivky. Hodnota objemového CT indexu je nejvyšší pro hodnoty napětí 140 kV a hodnotu elektrického množství 40 mAs.

Naplnil se tedy předpoklad, že je efektivnější volit nižší hodnoty napětí, a naopak vyšší hodnoty elektrického množství.

Měřením na antropomorfním fantomu bylo ověřeno, že z hlediska optimalizace radiační zátěže pacienta by doporučenými hodnotami napětí a elektrického množství, pro klinickou praxi, byly hodnoty 100 kV a 25 mAs, se kterými se na tomto CT pracovišti v rámci intervencí prováděných na páteři standardně pracuje.

4 DISKUZE

Výzkum této bakalářské práce probíhal na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové a zabýval se možností optimalizace radiační zátěže pacienta při intervenčních výkonech v oblasti osového skeletu.

Z literatury (Súkupová 2018) je zřejmé, že diagnostická úroveň obrazu přímo souvisí s poměrem SNR. Je-li intervenční radiolog spokojen z hlediska kvality obrazu, lze přistoupit k optimalizaci radiační zátěže pacienta, kterou lze provést již pouhým postupným snižováním hodnoty elektrického množství, které však vede nezvratně k odpovídajícímu snížení kvality obrazu. Jako efektivnější se jeví možnost změny vzájemného poměru napětí a elektrického množství, které v omezené míře, ale přesto umožňuje alespoň částečnou redukci radiační zátěže pacienta, a to i při zachování původní kvality obrazu.

Jak uvádí ve své studii (Miller, 2018) je důležité především pečlivé nastavení polohy pacienta a řádné vyclonění, aby nemuselo v průběhu intervencí docházet k opakování některé skenovací fáze zákroku, která by vedla k dalšímu ozáření pacienta.

Je-li indikováno vyšetření nebo intervence pomocí CT, měla by být především dodržena všechna základní pravidla, která při správném nastavení a fungování povedou ke snížením radiační zátěže pacienta a zároveň bude zachována určitá diagnostická kvalita obrazu. (Goo, 2012) a (Súkupová, 2018) dále uvádí význam, co možná nejmenšího objemu pro skenování, kdy je ozářena pouze část určité anatomické struktury a nedochází tak k přebytečné radiační zátěži.

Ve výzkumné části se tento trend projevil zejména u prvního měření pro krční obratel C5, kdy byl staven efektivní průměr pacienta 9,8cm * 9,9 cm. Pro hodnoty napětí 80 kV a elektrického množství 20 mAs činila výsledná hodnota $CTDI_{vol}$ 0,41 mGy. Avšak vzhledem k malému skenovanému objemu se do reprezentativních křivek značně promítla bioptická jehla jako artefakt, který ovlivnil jejich průběh. Se zvětšujícím se skenovaným objemem rostl také CT objemový index, což dokládá tvrzení (Goo, 2012), že hodnota objemového CT indexu roste zároveň s širší skenovanou oblastí.

Dále (Goo, 2012) potvrzuje náš předpoklad, že při použití iterativní rekonstrukce by mělo dojít k dalšímu poklesu radiační zátěže pacienta, a to až o 40 % při neměnné kvalitě obrazu.

Výzkumem bylo ověřeno, že úpravou expozičních parametrů lze parciální redukce dávky obdržené pacientem dosáhnout, a to i při současném zachování diagnostické úrovně a kvality obrazu.

Pro oblast krční obratle C5 bylo zjištěno, že vhodnými hodnotami napětí a elektrického množství je 20mAs a 80kV, jelikož je při těchto hodnotách CT objemový index nejvíce redukován a výsledná kvalita obrazu je přitom na vysoké úrovni. V porovnání s běžně používanými hodnotami proudu od 10 do 25 mAs a napětí 80 kV, můžeme pozorovat trend, který byl během měření prokázán, sice, že je z hlediska optimalizace radiační zátěže účinnější použití spíše nižších hodnot napětí a naproti tomu vyšších hodnot proudu, jelikož kvalita obrazu se při takto nastavených parametrech příliš nemění, avšak snížení $CTDI_{vol}$ je zřejmé.

Druhé měření probíhalo pro oblast hrudního obratle Th12. Na tomto pracovišti se běžně intervenční zákroky tohoto typu provádí s hodnotami napětí 100 kV a proudu 25 mAs a $CTDI_{vol}$ představuje 1,12 mGy. Při těchto hodnotách se standardně dosahuje hodnoty SNR 27,98, jak bylo ověřeno při měření na antropomorfním fantomu a následném výpočtu.

Během měření byly stanoveny a téměř ideálně se jevily hodnoty napětí 80 kV a 35 mAs, kdy $CTDI_{vol}$ dosahoval hodnoty 0,74 mGy a hodnota SNR 28,57.

Pro oblast hrudní páteře bylo taktéž prokázáno, že je účinnější volit nižší hodnotu napětí, a naopak vyšší elektrické množství. Tento fakt koreluje s námi vysloveným závěrem, že je lepší užití spíše nižšího napětí a vyšší hodnoty mAs.

Poslední část měření byla věnována oblasti bederní páteře, konkrétně simulaci intervence na obratli L5. Na tomto CT pracovišti se využívají hodnoty napětí 100 kV a proudu 25 mAs, při kterých objemový CT index představuje hodnotu 1,12 mGy, jak bylo měřením dokázáno a je identická, jako v případě provádění CT intervencí na obratli Th12. Hodnota šumu v obraze v tomto případě dosahuje 28,56. Při měření se zachováním poměru signál/šum v obraze se nejlépe jevily právě hodnoty napětí 100 kV a elektrického množství 40 mAs.

Doporučené hodnoty pro užití při intervenčních výkonech v oblasti bederní páteře jsou hodnoty 100 kV a 25 mAs, ačkoliv se zde s nimi již nyní pracuje.

5 ZÁVĚR

Stanoveným cílem bakalářské práce bylo pokusit se optimalizovat protokoly, které jsou v klinické praxi využívány při intervenčních výkonech v oblasti osového skeletu pod CT kontrolou ve Fakultní nemocnici Hradec Králové. Simulace jednotlivých intervenčních výkonů byla provedena pomocí antropomorfního fantomu. Díky dokonalé reprodukovatelnosti podmínek, kterých bylo během výzkumu dosaženo, nebylo nezbytné provádět větší počet měření, než je zde popsán.

Původní stanovený rozsah práce ještě pracoval s porovnáním expozičních parametrů napříč iterativní rekonstrukcí a filtrovanou zpětnou projekcí.

Výzkumem, podpořeným měřením, se podařilo prokázat, že ovlivněním expozičních parametrů, zejména hodnot napětí a elektrického množství lze velmi účinně redukovat radiační zátěž, kterou pacient během intervenčního výkonu obdrží.

Poměr signál/šum přítomný v obraze se podařilo v rámci vybraných hodnot, držet na velmi dobré úrovni a obraz má tedy odpovídající diagnostickou úroveň. Čímž došlo k optimalizaci protokolu, který je standardně využíván pro intervenční výkony na páteři, byť jen u filtrované zpětné projekce a tímto byl naplněn hlavní cíl bakalářské práce.

Dalším stanoveným cílem bylo porovnat již známé a běžně užívané hodnoty napětí a elektrického množství, které jsou využívány na zdejším CT pracovišti s naměřenými hodnotami, pomocí antropomorfního fantomu, během výzkumu a pokusit vydat doporučené hodnoty pro vyšší zvolené napětí a elektrického množství, které by mohly být následně využívány k intervenčním výkonům pod CT kontrolou, a oproti doposud používaným hodnotám by ještě výraznějším způsobem došlo k šetření pacienta z hlediska radiační zátěže.

Tento cíl se taktéž podařilo naplnit a výstupem jsou reprezentativní hodnoty uvedené pro krční, hrudní a bederní páteř, které byly výzkumem ověřeny a jeví se jako ideální, s přihlédnutím k poměru signál/šum v obraze a radiační zátěži pacienta.

Byť došlo k naplnění cílů bakalářské práce, optimalizaci protokolů a vydaným doporučeným hodnotám napětí a elektrického množství, záleží na rozhodnutí radiologů, zda se těchto hodnot dá reálně držet a pracovat s nimi. Důležitý je dostatečný časový úsek k provedení dalších nezbytných měření a objektivnímu posouzení.

6 POUŽITÁ LITERATURA

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

GOO, Hyun Woo. CT Radiation Dose Optimization and Estimation: an Update for Radiologists. *Korean Journal of Radiology* [online]. 2012, **13**(1), 1-9 [cit. 2021-04-17]. ISSN 1229-6929. Dostupné z: doi:10.3348/kjr.2012.13.1.1

GREFFIER, Joël, Fabricio R. PEREIRA, Pierre VIALA, Francesco MACRI, Jean-Paul BEREGI a Ahmed LARBI. Interventional spine procedures under CT guidance: How to reduce patient radiation dose without compromising the successful outcome of the procedure? *Physica Medica* [online]. 2017, **35**, 88-96 [cit. 2021-04-17]. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2017.02.016

HAVLÍČEK, Karel, Pavel PÓCZOŠ, Zuzana ČERVENKOVÁ a Vít BLANAŘ. *Stručná anatomie lidského těla: obrazová příloha : učební opora pro studenty Fakulty zdravotnických studií Univerzity Pardubice*. Pardubice: Univerzita Pardubice, 2019. ISBN 978-80-7560-192-6.

HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.

Informované souhlasy a poučení o zákrocích | Radiologická klinika. *Fakultní nemocnice Hradec Králové* [online]. Dostupné z: <https://www.fnhk.cz/rdg/informovane-souhlasy-a-pouceni-o-zakrocich>

KALRA, Mannudeep K., Michael M. MAHER, Thomas L. TOTH, Leena M. HAMBERG, Michael A. BLAKE, Jo-Anne SHEPARD a Sanjay SAINI. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology* [online]. 2004, **230**(3), 619-628 [cit. 2021-04-17]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2303021726

KRAJINA, Antonín a Jan H. PEREGRIN. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. ISBN 80-86703-08-8.

MILLER, David C, Jaymin PATEL a Clark C SMITH. Fact Finders for Patient Safety: Radiation Safety for Interventional Spine Procedures. *Pain Medicine* [online]. 2018, **19**(3), 629-630 [cit. 2021-04-17]. ISSN 1526-2375. Dostupné z: doi:10.1093/pm/pnx302

Optimalizace na CT (5) | Lucie Sůkupová. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat* [online]. Lucie Sůkupová.. [cit. 23.04.2021]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/optimalizace-na-ct-5/>

PRETORIUS, E. Scott a Jeffrey A. SOLOMON. *Radiology secrets plus*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Mosby/Elsevier, [2011]. Secrets series. ISBN 0323067948.

RYŠKA, Pavel a Jana HRUBEŠOVÁ. *Perkutánní vertebroplastika a kyfoplastika*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2010. ISBN 978-80-86703-36-7.

Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine One Physics Ellipse, 2011. ISBN 978-1-936366-08-8. ISSN 0271-7344.

SARTI, Marc, William P. BREHMER a Spencer B. GAY. Low-Dose Techniques in CT-guided Interventions. *RadioGraphics* [online]. 2012, **32**(4), 1109-1119 [cit. 2021-04-17]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.324115072

Scan: časopis Fakultní nemocnice a Lékařské fakulty UK v Hradci Králové. 2018. Hradec Králové: Fakultní nemocnice v Hradci Králové, [1991]-. ISSN 1211-295X.

SEIDL, Zdeněk a Aneta BURGETOVÁ. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-07-09-4.

THANOS, Loukas, Sophia MYLONA, Vasilios KALIORAS, Maria POMONI a Nikolaos BATAKIS. Percutaneous CT-guided interventional procedures in musculoskeletal system (our experience). *European Journal of Radiology* [online]. 2004, **50**(3), 273-277 [cit. 2021-04-17]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2004.01.024

TRATTNER, Sigal, Gregory D.N. PEARSON, Cynthia CHIN, et al. Standardization and Optimization of CT Protocols to Achieve Low Dose. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 2014, **11**(3), 271-278 [cit. 2021-04-17]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2013.10.016

7 PŘÍLOHY

Příloha A – <i>Ukázka topogramu pro obratel L5</i>	57
Příloha B – <i>Ukázka skenu s příliš nízkou dávkou pro obratel L5</i>	58
Příloha C – <i>Ukázka patient report pro obratel L5</i>	59
Příloha D – <i>Potvrzení o výzkumu v rámci závěrečné práce, FN HK</i>	60

Příloha A – Ukázka topogramu pro obratel L5



Příloha B – Ukázka skenu s příliš nízkou dávkou pro obratel L5



Příloha C – Ukázka patient report pro obratel L5

Karel Intervence 2104231234 CT 1 / 502		CT1 FN HRADEC KRALOVE Study 2021-04-23 / 16:21:52 Image Time 16:39:18 Specials^INTERVENENCE_LowDose (Adult)					
23-Apr-2021 16:21							
Ward: Physician: Operator:							
Total mAs 777 Total DLP 64 mGycm							
	Scan	KV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-PR							
Topogram	1	80	25 mA	0.03 L	0.7	2.7	0.6
I-Sequence	2	80	10	0.20 L	0.3	0.5	1.2
I-Sequence	3	80	15	0.31 L	0.4	0.5	1.2
I-Sequence	4	80	20	0.41 L	0.6	0.5	1.2
I-Sequence	5	80	25	0.53 L	0.8	0.5	1.2
I-Sequence	6	80	30	0.64 L	0.9	0.5	1.2
I-Sequence	7	80	35	0.74 L	1.1	0.5	1.2
I-Sequence	8	80	40	0.85 L	1.2	0.5	1.2
I-Sequence	9	100	10	0.43 L	0.6	0.5	1.2
I-Sequence	10	100	15	0.66 L	0.9	0.5	1.2
I-Sequence	11	100	20	0.85 L	1.2	0.5	1.2
I-Sequence	12	100	25	1.08 L	1.6	0.5	1.2
I-Sequence	13	100	30	1.35 L	1.9	0.5	1.2
I-Sequence	14	100	35	1.55 L	2.2	0.5	1.2
I-Sequence	15	100	40	1.77 L	2.6	0.5	1.2
I-Sequence	16	120	10	0.76 L	1.1	0.5	1.2
I-Sequence	17	120	15	1.14 L	1.6	0.5	1.2
I-Sequence	18	120	20	1.48 L	2.1	0.5	1.2
Zvětšení 1,82							
Šířka: 2	1 of 2	*: L = 32cm, S = 16cm					
Střed: 1							Patient Protocol

Karel Intervence 2104231234 CT 2 / 502		CT1 FN HRADEC KRALOVE Study 2021-04-23 / 16:21:52 Image Time 16:39:18 Specials^INTERVENENCE_LowDose (Adult)					
23-Apr-2021 16:21							
Ward: Physician: Operator:							
Total mAs 777 Total DLP 64 mGycm							
	Scan	KV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
I-Sequence	19	120	25	1.86 L	2.7	0.5	1.2
I-Sequence	20	120	30	2.24 L	3.2	0.5	1.2
I-Sequence	21	120	35	2.59 L	3.7	0.5	1.2
I-Sequence	22	120	40	3.04 L	4.4	0.5	1.2
I-Sequence	23	140	10	1.14 L	1.6	0.5	1.2
I-Sequence	24	140	15	1.72 L	2.5	0.5	1.2
I-Sequence	25	140	20	2.23 L	3.2	0.5	1.2
I-Sequence	26	140	25	2.80 L	4.0	0.5	1.2
I-Sequence	27	140	30	3.37 L	4.9	0.5	1.2
I-Sequence	28	140	35	3.89 L	5.6	0.5	1.2
I-Sequence	29	140	40	4.46 L	6.4	0.5	1.2
Zvětšení 1,82							
Šířka: 2	2 of 2	*: L = 32cm, S = 16cm					
Střed: 1							Patient Protocol