

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Bc. Jiří Ruda

Optimalizace vyšetření bederní páteře metodami radiodiagnostiky

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Martin Mašek

Olomouc 2023

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem jen bibliografické a elektronické zdroje, které jsem uvedl.

V Olomouci dne 13. 5. 2023

Podpis.....

Bc. Jiří Ruda

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu své diplomové práce, MUDr. Martinovi Maškovi, za cenné rady, odborné vedení a ochotu, které mi během tvorby přinesl, konzultantce Mgr. Pavle Novákové za připomínky, trpělivost a možnost konzultací dané problematiky. Dále děkuji kolegům, kteří mi byli nápomocni a v neposlední řadě mé rodině za velkou oporu při studiu.

ANOTACE

Typ závěrečné práce:	Diplomová práce
Téma práce:	Optimalizace vyšetření bederní páteře metodami radiodiagnostiky
Název práce v ČJ:	Optimalizace vyšetření bederní páteře metodami radiodiagnostiky
Název práce v AJ:	Optimization of examination of the lumbar spine used on radiodiagnostic methods
Datum zadání:	12. 10. 2022
Datum odevzdání:	13. 5. 2023
VŠ, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor:	Bc. Jiří Ruda
Vedoucí DP:	MUDr. Martin Mašek
Konzultant DP:	Mgr. Pavla Nováková
Oponent:	
Abstrakt v ČJ:	

Tato diplomová práce se zabývá optimalizací vyšetřovacích protokolů bederní páteře na skiografii a CT a vztahem dávky a BMI pacientů při těchto vyšetřeních. V teoretické části je popsána anatomie, zobrazovací metody páteře vč. úlohy radiologického asistenta, postupy pro stanovení dávek, parametry ovlivňující dávku pacienta, principy a cíle radiační ochrany a indikace k vyšetření. Výzkumné soubory tvořili pacienti, kteří podstoupili vyšetření bederní páteře na RTG nebo CT před (n=60/25) a pacienti, kteří podstoupili vyšetření po optimalizaci (n=55/31) protokolů. Data byla získána retrospektivně. Bylo stanoveno 5 hypotéz, které byly statisticky zpracovány, následně byly 4 potvrzeny a 1 zamítnuta. Výsledky potvrdily, že nové protokoly vykazují menší radiační zátěž pacientů, u CT a skiografického AP protokolu bylo snížení dávky statisticky významné, u LAT skiografického protokolu nikoliv. Dále bylo potvrzeno, že dávka pacienta obdržená při vyšetření souvisí s jeho BMI, významněji u CT, než u RTG.

Abstrakt v AJ:

The thesis focuses on the optimization of examination protocols for lumbar spine scans and the relationship between dose and BMI of patients during these examinations. The theoretical part describes anatomy, spine imaging methods including the role of the radiographer, procedures for dose determination, parameters affecting patient dose, principles and objectives of radiation protection and indications for examination. The study samples consisted of patients who underwent lumbar spine X-ray or CT scans before (n=60/25) and patients who underwent these examinations after optimization (n=55/31) of the protocols. Data were collected retrospectively. Five hypotheses were established and 1 rejected. The results confirmed that new protocols showed a lower radiation exposure to patients, the dose reduction was statistically significant for the CT and X-ray AP scan protocols, but not for the X-ray LAT scan protocol. It was also confirmed that the dose to the patient received on examination is related to his BMI, more significantly for CT than for X-ray.

Klíčová slova v ČJ: bederní páteř, RTG, CT, optimalizace, dávka

Klíčová slova v AJ: lumbar spine, X-ray, CT, optimizing, dose

Rozsah práce: 87 stran / 1 příloha

OBSAH

Úvod.....	8
Rešerše	9
I. Shrnutí a význam teoretických poznatků (přehled současného stavu)	11
1. Přehled anatomie a fyziologie	11
1.1. Anatomie axiálního systému.....	11
1.1.1 Obratle a vazy páteře.....	11
1.1.2 Meziobratlové destičky	13
1.1.3 Cévy páteře	14
1.1.4 Klouby a svaly páteře.....	14
1.2 Anatomie nervového systému.....	15
1.2.1 Mícha a míšní nervy.....	15
2 Zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu.....	17
2.1 Skiografie bederní páteře	17
2.2 CT bederní páteře	20
2.3 MR bederní páteře	23
2.4 Specifika u vyšetření dětí.....	25
3 Postupy pro stanovení dávek pacientů dle radiologických standardů	26
4 Parametry ovlivňující dávku pacienta	32
5 Principy a cíle radiační ochrany	34
5.1 Princip limitování dávek.....	34
5.2 Princip zdůvodnění	34
5.3 Princip bezpečnosti zdrojů.....	34
5.4 Princip optimalizace	34
6 Indikace – přehled diferenciální diagnostiky	36
6.1 Traumatologie.....	36
6.2 Vertebrogenní poruchy	37
6.3 Zánětlivá onemocnění.....	42
6.4 Metabolické onemocnění páteře – osteoporóza.....	42
6.5 Skoliózy páteře	43
6.6 Nádory páteře a páteřního kanálu	43
II. Výzkumná část	46
7 Metodika výzkumu.....	46
7.1 Cíl práce, výzkumné otázky a hypotézy	46

7.2 Charakteristika výzkumného souboru	47
7.3 Realizace výzkumu	48
7.3.1 Průběh optimalizace protokolu na skiografii	49
7.3.2 Průběh optimalizace protokolu na CT	51
7.4. Metody zpracování dat	55
8 Výsledky	57
8.1 Základní popis	57
8.2 Ověření platnosti hypotéz.....	62
9 Diskuze.....	70
10 Závěr	75
11 Seznam použité literatury.....	77
12 Seznam použitých zkratk	82
13 Seznam tabulek	83
14 Seznam použitých obrázků	85
15 Seznam příloh	86
16 Přílohy	87

Úvod

Radiodiagnostické zobrazovací metody mají největší podíl v rámci ozáření populace z umělých zdrojů. Na jedné straně se stále zlepšuje dostupnost zobrazovacích metod, zvyšuje se jejich výtěžnost, důležitost a možnosti využití, na straně druhé s rostoucím využitím rentgenu a výpočetní tomografie roste i radiační zátěž populace. Rozvoj zobrazovacích metod vyžaduje optimalizaci, resp. modernizaci a úpravu jejich zavedených standardů. Zvyšování radiační zátěže populace s sebou nese různá rizika, nejzávažnějším je vznik rakoviny.

Mezi anatomickou oblast s největší radiační zátěží patří bederní páteř. V posledních letech se rozšiřuje spektrum patologií této oblasti, kde je indikováno vyšetření zobrazovacími metodami, protože včasná a kvalitní diagnostika je nutná pro úspěšnou léčbu. Skiografie a výpočetní tomografie hrají důležitou roli v zobrazování páteře.

Diplomová práce je rozdělena na část teoretickou a část praktickou. V teoretické části bude popsána anatomie bederní páteře, zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu včetně úlohy radiologického asistenta, postupy pro stanovení dávek pacientů dle radiologických standardů, parametry ovlivňující dávku pacienta, principy a cíle radiační ochrany a indikace k vyšetření páteře a páteřního kanálu zobrazovacími metodami.

Cílem praktické části diplomové práce bude zhodnocení aktuálních vyšetřovacích protokolů na skiografii pro předozadní a boční vyšetření bederní páteře a na výpočetní tomografii pro nativní zobrazení bederní páteře ve Fakultní nemocnici Bulovka na základě porovnání s doporučeními aktuální legislativy, následně měření vztahu dávky a parametrů přístroje (zejména napětí) na skiografii a výpočetní tomografii. Podle výše jmenovaného a po prostudování odborné literatury budou optimalizovány tyto protokoly za cílem snížení radiační zátěže pacientů a zachování dostačující diagnostické výtěžnosti. Dílčím cílem práce bude zjistit, zda a jakým způsobem souvisí dávka pacientovi s jeho BMI. V rámci výzkumu bude cílem stanovit a ověřit výzkumné otázky a související hypotézy.

Výzkum bude probíhat ve Fakultní nemocnici Bulovka, která disponuje jedním z nejvytíženějších oddělení radiodiagnostiky v České republice.

Rešerše

Před provedením samotné rešerše bylo nezbytné použít následující vstupní literaturu a prostudovat příslušnou legislativu:

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024732404.

HART, Radek. *Degenerativní onemocnění páteře*. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-067-7.

MALÍKOVÁ, Hana. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019. ISBN 978-80-246-4036-5.

NEKULA, Josef. *Zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu*. Hradec Králové: Nucleus HK, 2005. ISBN 80-86225-71-2.

SEIDL, Zdeněk. *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 978-80-271-0709-4.

VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

Věstník č. 2/2016. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016, ročník 2016, číslo 2. Dostupné také z:

<https://www.mzcr.cz/wpcontent/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>

Věstník č. 3/2019, Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2019, ročník 2019, číslo 3. Dostupné také z:

<https://www.mzcr.cz/wpcontent/uploads/wepub/17047/37091/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%203-2019.pdf>

Věstník č. 6/2015, Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2015, ročník 2015, číslo 6. Dostupné také z https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Vestniky-MZ/zdravotnictvi_06-15.pdf

Rešerše článků byla provedena v databázích PubMed a SUMMON, který vyhledává v databázích Medvik, Web of Science aj., v anglickém jazyce. V různých kombinacích byla použita byla klíčová slova X-ray, computed tomography, magnetic resonance, lumbar spine, optimizing, dose, lumbar disc, spondylolithesis, radiographer, degenerative disease. V periodiku Česká radiologie a na webových stránkách SÚJB a SÚRO bylo vyhledáváno v českém jazyce.

Celkem bylo nalezeno 318 článků, ze kterých byly vyřazeny duplicitní články či odlišná témata. Pro tvorbu teoretické části diplomové práce bylo použito 19 článků v anglickém nebo jiném cizím jazyce, 8 článků v českém jazyce, 21 odborných knih a publikací dohledaných a zapůjčených v univerzitních nebo nemocničních knihovnách nebo zakoupených v knihkupectvích nebo v elektronické formě a dále legislativní dokumenty.

I. Shrnutí a význam teoretických poznatků (přehled současného stavu)

1. Přehled anatomie a fyziologie

Vzhledem k tématu diplomové práce se budu zabývat anatomii pohybového aparátu páteře a nervové soustavy, zejména míchy.

1.1. Anatomie axiálního systému

Axiální (osový) systém je složen z řady komponent kolem páteře zajišťujících nosnou, ochrannou a hybnou funkci. Tento systém vytváří osový skelet zahrnující páteř samotnou, spoje na páteři, související svaly včetně dýchacích, kosterní základ hrudníku a jeho spoje. V širším slova smyslu se dá říci, že k axiálnímu systému patří i ta část nervové soustavy zabezpečující jeho funkci. Osový skelet je subsystémem posturálního systému udržujícího vzpřímenou polohu jednotlivých částí těla vůči působení gravitačního pole [Dylevský, 2009 s. 125].

1.1.1 Obratle a vazy páteře

Obratle (*vertebrae*) a meziobratlové vazy (*ligamenta intervertebrae*) jsou nosnými komponenty páteře [Dylevský, 2009, s.126]. Páteř obsahuje 33-34 obratlů, konkrétně 7 krčních (*cervicales*), 12 hrudních (*thoracicae*), 5 bederních (*lumbales*), 5 křížových (*sacrales*) splývajících v křížovou kost a 4-5 kostrčních (*coccygeae*) srostlých v kostrční kost [Čihák, 2001, s. 89].

Počet pohyblivých obratlů může být variabilní, literatura uvádí, že asi v 6 % případů je počet bederních obratlů zvětšen o 1, ve 2,6 % případů je počet obratlů zmenšen o 1 bederní nebo 1 hrudní [Čihák, 2001, s. 105]. Křížová kost může být v některých případech složena ze 6 obratlů, důvodem je inkorporace pátého bederního obratle nebo prvního křížového obratle, sakralizací L5 se v tomto případě snižuje počet pohyblivých obratlů (presakrálních) na 23 a lumbalizací S1 se naopak počet presakrálních obratlů zvětšuje na 25 [Kočiš, 2012, s. 6].

Obratel je základní stavební komponentou páteře, složky všech obratlů, vyjma prvních dvou, jsou v podstatě stejné, skládají se ze třech hlavních částí – obratlové tělo, obratlový oblouk a kloubní výběžky [Dylevský, 2009, s.126].

Tělo obratle (*corpus vertebrae*), frontálně uložená cylindrická krátká kost [Dylevský, s. 126]. Kraniální a kaudální části jsou ploché a zakončené terminální meziobratlovou plochou (*facies intervertebralis*), na kterou naléhá meziobratlová destička (*discus intervertebralis*). Tělo vyplňuje spongiosa s krvetvornou kostní dřeví [Čihák, 2001, s. 90].

Bederní obratle mají těla ledvinovitého tvaru vysoká asi 30 mm (vyšší jsou ve frontální části), jsou ze všech obratlů největší. Přejítí páteři, největšího, obratle a kosti křížové tvoří charakteristické zalomení (*promontorium*) [Dylevský, 2009, s. 127].

Obratlový oblouk (*arcus vertebrae*) má funkci protekce míchy, pomocí pediklu (*pediculus arcus vertebrae*) je připojen na tělo obratle z obou stran. Spojením oblouku a těla obratle vzniká obratlový otvor (*foramen vertebrale*), soubor obratlových otvorů společně s dorzální stranou meziobratlových destiček a s meziobratlovými vazami formuje páteřní kanál (*canalis vertebralis*). Meziobratlové otvory (*foramina intervertebralia*) obepíná oblý zářez zdola (*incisura vertebralis inferior*) vyššího obratle, vpředu meziobratlovou destičkou, kloubními výběžky a horní incisurou (*incisura vertebralis superior*) nižšího obratle a tvoří tak výstup pro míšní nervy [Čihák, 2001, s. 90; Dylevský, 2009, s. 127]. Obratlový otvor bederních obratlů má trojúhelníkovitý tvar z důvodu krátkých pediklů [Kočiš, 2012, s. 4].

Kloubní výběžky (*processus articulares*) jsou párové výběžky odstupující těsně za pediklem, rozlišujeme horní a dolní (*superior et inferior*). *Processus articulares superiores* slouží ke artikulaci obratle s obratlem kraniálnějším, zatímco *processus articulares inferiores* s obratlem kaudálnějším [Čihák, 2009, s. 90-90]. U bederních obratlů mají horní kloubní výběžky dorzomediálně orientované konkávní plošky a na dorzální straně hrubé výběžky, dolní kloubní výběžky ventrolaterálně směřující fasety [Kočiš, 2012, s. 4].

Od oblouku zevně odstupují výběžky příčné (*processus transversi*), u bederních obratlů jsou dlouhé a tenké, odpovídají rudimentárním žebrům. Dorsálně od obratle odstupuje nepárový trnový výběžek (*processus spinosus*). Příčné a trnové výběžky slouží jako místo svalového úponu [Dylevský, 2009, s. 128-129; Kočiš, 2012, s. 4].

Kost křížová (*os sacrum*) je nepohyblivou částí páteře. Skládá se nejčastěji z pěti srostlých obratlů vytvářejících trojúhelníkovitý tvar. Kraniální část je tvořena bází zajišťující spojení s bederní páteří pomocí kloubních výběžků (*processus articulares superiores*) na okraji prvního křížového obratle a meziobratlové ploténky, přední okraj báze tvoří již zmíněné *promontorium*, dolní konec kosti křížové je užší, na konci je pomocí chrupavky připevněna kostrč (*os coccygis*). [Dylevský, 2009 s. 130]. Dorzální plocha má konvexní tvar, frontální plocha směřující do pánevního prostoru naopak konkávní [Nekula, 2005, s.16]. Kostí křížovou pokračuje páteřní kanál, zde se nazývá křížový kanál (*canalis sacralis*) a obsahuje kořeny míšních nervů. Kost křížová je i součástí pánve [Dylevský, 2009, s. 130].

Vazivové spoje na páteři jsou pasivní částí nosnou složkou páteře, rozlišujeme zde krátké vazy spojující sousední obratle a dlouhé vazy probíhající podél prakticky celé páteře [Dylevský, 2009, s. 132]. Nejvýznamnější dlouhé vazy jsou přední podélný vaz (*lig. longitudinale anterius*) a zadní podélný vaz (*lig. longitudinale posterius*). Přední podélný vaz probíhá od předního oblouku atlasu až k přední části kosti křížové při ventrální ploše obratlových těl, přiléhá více k obratlům a méně k meziobratlovým ploténkám, v případě obratlů přiléhá pevněji vždy k hornímu okraji těla než k jeho dolnímu okraji [Dylevský, 2009, s. 132-133; Černoch, 2000, s. 476]. Přední podélný vaz fixuje prakticky celou páteř. Při záklonu páteře se napíná a zabraňuje tak vysunutí meziobratlových disků ve ventrálním směru. Jelikož je tento vaz bohatě inervován, jeho další funkcí je zdroj informací signalizujících pohyb určité části páteře [Dylevský, 2009 s. 133].

Zadní podélný vaz probíhá od kosti týlní na kost křížovou po zadní straně obratlových těl – po přední ploše páteřního kanálu. Přiléhá pevněji k meziobratlovým destičkám než k obratlovým tělům [Čihák, 2001, 108]. V porovnání s předním podélným vazem je užší, v úseku bederní páteře přechází v několik vazivových proužků a nekryje tedy důkladně celou zadní plochu meziobratlového disku, což je to důvod většiny herniací disků v bederní oblasti páteře [Dylevský, 2009, s. 133]. Při předklonu se napíná a omezuje vysunutí meziobratlové destičky do páteřního kanálu, nicméně určité vyklenutí do dolní části meziobratlového prostoru dovoluje [Dylevský, 2009, s. 133; Černoch, 2000, s. 476]. V prostoru mezi přední stranou vazy a obratli, resp. meziobratlovými disky, jsou žilní pleteně [Dylevský, 2009, s. 133].

Krátké vazy zahrnují žluté vazy (*ligg. flava* nebo také *ligg. interarcualia*) uzavírající páteřní kanál a spojující obratlové oblouky. Tyto vazy se napínají při předklonu [Dylevský, 2009, s. 135]. Dále *ligamenta interspinalia* spojující trnové výběžky a *ligamenta intertransversaria* spojující příčné výběžky obratlů, tyto vazy limitují předklon a úklon. [Čihák, 2001, s. 108; Dylevský, 2009, s. 135].

1.1.2 Meziobratlové destičky

Meziobratlové destičky (nebo také meziobratlové disky či ploténky; *disci intervertebrales*) jsou chrupavčité útvary spojující obratlová těla, mezi diskem a obratlovým tělem se nachází tenká vrstva hyalinní chrupavky. Celkový počet destiček je 23, první disk (zároveň nejnižší) v kraniokaudálním směru se nachází mezi druhým a třetím krčním obratlem a poslední (zároveň nejvyšší) mezi posledním bederním obratlem a kostí křížovou. Disky jsou průměrně 7-10 mm vysoké a 40 mm široké, tvoří tak asi čtvrtinu délky presakrálního (pohyblivého) úseku páteře. Jejich hlavní role je mechanická a hydrodynamická, neustále přenášejí zatížení a svalovou aktivitu působící na páteř, umožňují ohýbání páteře, flexi a torzi [Raj, 2008, s. 19; Dylevský, 2009, s. 135].

Ploténka obsahuje velké množství extracelulární hmoty s malým počtem buněk (pouze 1 % celkového objemu). Disk se skládá z lamelárně uspořádaných vazivových prstenců (*anuli fibrosi*) s kolagenními vlákny, mezi kterými leží elastinová vlákna napomáhající návratu disku do jeho původního stavu po ohnutí, flexi nebo extenzi. Kolagenová vlákna pokračují z vazivových prstenců do sousedních tkání a svazují je na okrajích k tělům obratlů, dále k hyalinním chrupavkám a k podélným vazům. Na vnější straně disku jsou lamely šikmo překříženy, což zvyšuje pevnost prstence [Nekula, 2005, s. 9; Raj, 2008, s. 20; Roberts, 2006, s.10-11].

V meziobratlovém disku je excentricky, spíše dorsálně, uloženo huspeninové jádro (nebo také Gellertovo jádro; *nucleus pulposus*). Nucleus pulposus je řídký rosolovitý kulovitý až diskovitý útvar obsahující velké množství vody. Na vnější straně jádra je pevnější vazivový obal, což je vlastně vnitřní lamela anulus fibrosus. Jádro je složeno z chordových buněk a je nestlačitelné [Dylevský, 2009, s. 135-136]. Při pohybech páteře se obratlová těla kolem jádra naklánějí, ploténka se komprimuje na straně náklonu a natahuje na opačné straně a jádro tvoří pevný střed [Nekula, 2005, s. 9]. Ploténky fungují jako systém pružných vložek mezi obratli [Čihák, 2001 s. 107].

1.1.3 Cévy páteře

Cévy jsou hydrodynamickou komponentou páteře. Krční páteř zásobuje obratlová tepna (*arteria vertebralis*) a zevní krkavice (*a. carotis externa*). Hrudní oblast páteře vyživují mezižební tepny (*aa. intercostales*), bederní a sakrální oblast *a. lumbales* a *a. sacralis* [Nekula, 2005, s. 142].

Meziobratlový disk má svou tepnu jen do 7 let života jedince, následně je výživa disku zajištěna na bázi perfuze z kapilár spongiózy obratle [Nekula, 2005, s. 17]. Ploténka v dospělosti bývá popisována jako největší avaskulární tkáň v těle [Roberts, 2006, s. 11].

1.1.4 Klouby a svaly páteře

Meziobratlové klouby (*art. intervertebrales*), kraniovertebrální spojení (*art. craniovertebralis*) a svaly jsou kinetickou a aktivně fixační složkou pohybového segmentu páteře [Dylevský, 2009, s. 137].

V případě zatížení páteře pohybem mají významnou nosnou a pohybovou roli nejen meziobratlové destičky, ale i meziobratlové klouby, tvořící dohromady funkční jednotky [Dylevský, 2009, s. 138]. Meziobratlové klouby se nacházejí mezi *processus articulares* sousedících obratlů. Kloubní plochy těchto synoviálních kloubů mají variabilní tvar i sklon a v souvislosti s relativní výškou meziobratlového disku určují možnosti, druh a rozsah pohybu v dané části páteře. Kloubní pouzdra jsou volná – nejvíce v úseku krční páteře a nejméně v úseku hrudní páteře a skládají se z kolagenního i elastinového vaziva [Čihák, 2001, s. 109].

Na pohybech páteře se účastní široké spektrum svalů, není možné přesně definovat skupinu označenou jako striktně páteřní svaly. Obecně pohybují páteří především zádové, břišní, krční svaly, bránice, atd. [Dylevský, 2009, s. 140].

1.2 Anatomie nervového systému

Nervový systém slouží k orientaci ve vnějším prostředí, zprostředkovává příjem a zpracovávání informací a následnou hybnou (motorickou) odpověď. Dělí se řídicí část nervové soustavy – centrální nervový systém (dále jen CNS; *systema nervosum centrale*), tedy mozek (*cerebrum*) a mícha (*medulla spinalis*), a druhou část zajišťující propojení periferie těla a CNS – periferní nervovou soustavu (dále jen PNS, *systema nervosum periphericum*) [Dylevský, 2009, s. 431-433]. Základní jednotkou nervové soustavy je buňka zvaná neuron složená z těla (*perikaryon*) a výběžků. Výběžky rozdělujeme podle směru vedení podnětů na *dendrity* přijímající informaci a vedoucí ji do těla buňky a *axon* vedoucí vzruch od těla buňky (neuron má jen 1 axon, ale několik dendritů) [Čihák, 2004, s. 211]. Vzhledem k tématu diplomové práce se budu v následujícím textu zabývat pouze míchou a míšními nervy.

1.2.1 Mícha a míšní nervy

Hřbetní mícha je válcovitý, dorzoventrálně oploštělý, provazec nervové tkáně. Dosahuje délky 40-50 cm a šířky 10-13 mm (v bederní oblasti ve výši L4 12-16 mm [Nekula, 2005, s. 68]). Nachází se v páteřním kanálu obklopena míšními obaly, ohraničuje ji nahoře týlní otvor (*foramen occipitale*) v kosti týlní a končí v oblasti od meziobratlového disku na úrovni L1 a L2 (u muže) do těla obrale L2 (u ženy) zakončením nazývaným *conus medullaris*. Od *conus medullaris* dále v kaudálním směru pokračuje asi 20 cm dlouhé vlákno tvořené nervovým vláknem a jeho obalem [Čihák, 2004, s. 243; Dylevský, 2009, s. 452].

Střední část míchy se skládá z šedé hmoty, která má tvar písmena H, v centrálním sektoru se nachází centrální kanálek (*canalis centralis*) a do stran vybíhají dva přední a dva zadní rohy. Okrajovou část tvoří bílá hmota. Vpředu i vzadu jsou patrné zářezy rozdělující míchu na dvě poloviny [Dylevský, 2009, s. 452].

Mícha je na povrchu (včetně záhybů a rýh) kryta měkkou plenu (*pia mater*), následuje pavučnice (*arachnoidea spinalis*) volně obalující měkkou plenu, mezi nimi je prostor (*cavitas subarachnoidea*) vyplněn likvorem. Na pavučnici navazuje tvrdá plena (*dura mater spinalis*) tvořená tuhým vazivem a dále vak tvrdé pleny (*saccus durae matris spinalis*). Páteřní kanál je ještě vystlán periostem, řídkým a tukovým vazivem a cévními pleteněmi. Mezi meziobratlovým diskem a periostem se nachází zadní podélný vaz (viz výše) [Čihák, 2004, s. 234].

Podle úseku páteře se mícha dělí na krční, hrudní a bederní, resp. míšní segmenty, což je část míšní tkáně, z níž vystupuje jeden pár míšních nervů. Z mělkých žlábků míchy vystupují v každém segmentu dva páry míšních kořenů obsahující motorická (na přední straně – tvoří přední míšní kořeny; vedou vzruch descendentně a motoriku příčně pruhovaného svalu), senzitivní (na zadní straně – tvoří zadní míšní kořeny; vedou vzruch ascendentně) a sympatická vlákna. Spojením předního a zadního míšního kořene vzniká míšní nerv. [Dylevský, 2009, s. 452].

Celkový počet párů míšních nervů je 31. 8 párů je krčních, 12 párů hrudních, 5 párů bederních, 5 párů křížových a 1 pár kostrčních nervů. Bederní míšní nervy vystupují intervertebrálním otvorem pod příslušným obratlem (tzn. 1. bederní míšní nerv vystupuje pod 1. bederním obratlem). Poslední bederní nerv (pátý) vystupuje mezi L5 a křížovou kostí. První až čtvrté křížové míšní nervy vystupují skrze *foramina sacralia* a pátý přes *hiatus sacralis*. Bederní a křížové míšní nervy vytvářejí z předních větví mohutnou pletěň *plexus lumbosacralis*, která má dvě složky – bederní pletěň (*plexus lumbalis*) a křížovou pletěň (*plexus sacralis*). Nervy bederní pletěně inervují část břišního svalstva, svalstvo na přední a vnitřní straně stehna a přilehlé kožní oblasti. Nervy křížové pletěně inervují svaly pánevního dna, hráze, hýžd'ové svaly, svaly zadní strany stehna, svaly bérce a nohy. Oblasti kůže inervované jednotlivými páry míšních nervů se nazývají kořenové okrsky (*areae radicales*). Pokud vzniká útlak míšního nervu spojený s vystřelující bolestí (např. při herniaci disku), lze poměrně přesně při klinickém vyšetření vysledovat, jaký míšní segment je postižen. [Dylevský, 2009, s. 456-460; Čihák, 2004, s. 240 a 509].

2 Zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu

2.1 Skiografie bederní páteře

Skiagram se získává krátkou expozicí rentgenového záření z rentgenky, které prochází tělem pacienta. Na základě hustoty, protonového čísla a tloušťky tkáně se absorbuje (a rozptyluje) a dopadá na detektor. Svazek vymezuje na potřebnou plochu kolimátor (primární clona), sekundární clona (např. Bucky clona) se nachází mezi pacientem a detektorem a slouží k absorpci rozptýlených fotonů. Detekce probíhá v dnešní době na bázi digitální radiografie buď nepřímo (*CR – computed radiography*; v detektoru-kazetě se nachází paměťová folie, která se po osnímkování pacienta vyvolá ve čtečce a pak se vymaže), nebo přímo (*DR – direct radiography*; kdy se využívá detektor, jehož matice po osnímkování pacienta převádí signál přímo do digitální podoby). Pro archivaci snímků a zjednodušení komunikace mezi nemocnicemi se využívá systém PACS a na celém světě se používá formát snímků DICOM [Ferda, 2015, s. 17].

Konvenční skiografie, resp. rentgenové snímky bederní páteře, s nástupem a rozvojem nejmodernějších zobrazovacích metod (CT, MR, metody nukleární medicíny apod.) nemá již takový význam, nicméně vždy by měla být první volbou (vyjma traumatologie) v diagnostickém algoritmu většiny onemocnění bederní páteře. V některých případech je prostý snímek dostačující pro zobrazení dané problematiky, jindy má např. orientační funkci [Vomáčka, 2012, s. 117; Kasík, 2002, s. 119].

Mezi indikace k rentgenovému snímku bederní páteře patří řada poruch, výběrem zejména bolesti v této oblasti, degenerativní poruchy skeletu, v některých případech poúrazové stavy, nádory, záněty, poruchy stability a poruchy osy páteře nebo různé vrozené anomálie (indikace viz dále v textu) [Heřman, 2014, s. 201]. Mezi relativní kontraindikace spadá pouze těhotenství, indikující lékař by měl porovnat možné riziko z ozáření plodu s diagnostickou výtěžností vyšetření. Žádanku u těhotných žen schvaluje navíc ještě lékař-radiolog na oddělení. Absolutní kontraindikace neexistuje. Relativní kontraindikací k funkčnímu vyšetření bederní páteře může být nespolupracující pacient [Malíková, 2019, s. 7].

Projekce na bederní páteř

Snímky bederní páteře se zhotovují zejména vleže (lepší posuzování strukturálních změn, v případě traumatu pouze vleže), ale i ve stoje (pro hodnocení vzájemného postavení obratlů – hodnocení postavení obratlů na snímku vleže je velkou chybou). Základními projekcemi jsou předozadní a boční snímek, speciální (doplňující) projekce jsou funkční snímky v předklonu (flexi), záklonu (extenzi), případně v úklonu (lateroflexi). Méně často se provádějí i šikmé snímky, dle

indikace lékaře. Při všech snímcích bederní páteře se používá sekundární clona [Nekula, 2005, s. 23, Vomáčka, 2015, s. 117].

Při předozadní projekci (dále jen AP) pacient stojí/leží zády k detektoru, nohy má pokrčené v kolenou, vyšetřovaná oblast je odhalená, bederní páteř leží paralelně s detektorem. Centrální paprsek prochází štěrbinou mezi L3 a L4 (2-3 prsty nad bikristální linií) a je kolmý na detektor, vzdálenost ohnisko-detektor (dále jen OK) je 100 cm (pozn. záleží na zvyklostech pracoviště, na některých pracovištích může být vzdálenost OK 120 cm, dle nastavení standardů). Na snímku musí být zachyceny všechny bederní obratle, zachycení posledního hrudního obratle a LS přechodu je žádoucí z důvodu možnosti variace počtu obratlů, ideální je zachycení i celé kosti křížové a kostrče. Doporučený rozsah napětí podle Věstníku MZ ČR, částka 3/2019 je 70-90 kV s využitím AEC (expoziční automatiky; *automatic exposure control*) – jeho prostřední expoziční komůrka. Z AP projekce lze vyčíst informace o struktuře a uspořádání obratlových těl, pediklů, spinózních a transversálních výběžků a přilehlých měkkých tkání, dále zobrazuje skutečný počet bederních obratlů, detekuje přechodné obratle a jejich artikulace. V předozadní projekci se provádějí i dynamické snímky v úklonu doleva a doprava (v lateroflexi), hlavní indikací je skolióza páteře, snímky vypovídají o flexibilitě deformity [Nekula, 2005, s. 23-24; Černocho, 2000, s. 11; Repko, 2007, s. 76; Věstník MZ ČR, částka 3/2019, s. 72-73].

Při boční projekci pacient stojí/leží bokem k detektoru (stranově dle indikace lékaře, obvykle tím bokem, kde se vyskytuje problém, např. bolest), v případě polohy vleže má hlavu na polštáři tak, aby byl průběh celé páteře paralelní s rovinou detektoru, je žádoucí pokrčení nohou v kolenou, vstoje předpažení. Doporučený rozsah napětí podle Věstníku MZ ČR, částka 3/2019 je 75-105 kV s využitím AEC (expoziční automatiky; *automatic exposure control*) – prostřední expoziční komůrka. Na snímku musí být zachyceny všechny bederní obratle, kost křížová a kostrč, ostatní požadavky a parametry jsou stejné jako v AP projekci. Z boční projekce se hodnotí kontinuita linie zadních i předních okrajů těl obratlů, spinózních výběžků, struktura a tvar těl obratlů, předozadní průměr páteřního kanálu, v případě meziobratlových prostorů jejich výška a tvar. U skoliózy se snímkuje obvykle celá páteř v AP a boční projekci (dle indikace lékaře). V boční projekci vstoje se zhotovují i dynamické snímky v předklonu a záklonu (pacient k předklonu nesmí použít pohyb v kyčlích), hodnotí se instabilita v některém ze segmentů bederní páteře [Hart, 2014, s. 37; Věstník MZ ČR, částka 3/2019, s. 72-73; Nekula, 2005, s. 23-24; Černocho, 2000, s. 11;].

Šikmé snímky v oblasti bederní páteře dobře zobrazují obratlový oblouk, který je na boční projekci superponován a jsou určeny k zobrazení intraverbrálních foramin, jejich šíří a event. útlaku.

Provádějí se v předozadní projekci, pacient je o 45° vytočen vůči vertigrafu. Snímkuje se vestoje, pokud to není možné, při snímkování vleže se podloží vyšetřovaná strana [Černoch, 2000, s. 11].

Skiografie bederní páteře je základní modalitou radiodiagnostiky bederní páteře a neměla by být opomíjena. Jako hlavní výhody vytknu snadnou dostupnost, ekonomickou nenáročnost, možnost provedení funkčních snímků (na CT a MR nelze provést), nízkou radiační zátěž, absenci aplikace kontrastní látky (neinvazivní metoda), od pacientů se neočekává speciální příprava a drtivá většina pracovišť nevyžaduje objednání. Nevýhoda je využívání ionizujícího záření, dále sumace struktur (pouze 2D zobrazení, sumace vytváří anatomický šum), nutnost alespoň bazální spolupráce pacienta při vyšetření, menší diagnostická výtěžnost oproti tomografickým metodám [Seidl, 2008, s. 53, Súkupová, 2018 s. 90].

Úloha radiologického asistenta při skiografii bederní páteře

V §7 Vyhlášky č. 55/2011 Sb. o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků je uvedeno, že radiologický asistent je aplikujícím odborníkem standardních skiografických zobrazovacích výkonů, tedy i u skiografie bederní páteře. Radiologický asistent provádí skiografii bederní páteře pouze se správně vyplněnou žádankou a zodpovídá za identifikaci pacienta dle žádanky. V případě snímkování žen v reprodukčním věku vznáší dotaz na možnost těhotenství, vhodné je ztvrzení podpisem pacientky na žádanku (lékařské ozáření u žen v reprodukčním věku a u dětí mladších 3 let musí schválit lékař radiolog [Malíková, 2019, s. 14]). Dále si pacient v kabince odloží podle instrukcí radiologického asistenta – v rámci snímkování bederní páteře se pacient svlékne do spodního prádla, případně odloží kovové předměty v oblasti bederní páteře (např. piercing v pupíku), ženy si odloží podprsenku (pokud má kostice a háčky). Na vyšetřovací počítači nastaví radiologický asistent vhodný vyšetřovací protokol (případně upraví technické parametry) a nastaví pacienta (v případě pacientů na lůžku pomáhá pomocný personál nebo rodinný příslušník) podle potřeby, v případě pacienta na lůžku je žádoucí pacienta přesunout na vyšetřovací stůl z důvodu nutnosti použití sekundární clony. Dalším krokem je centrace (viz výše v textu) a clonění oblasti zájmu. Radiologický asistent požádá pacienta, aby se nehýbal a nedýchal a exponuje. Konečně zkontroluje výsledný snímek, provede postprocessing (otočení obrazu dle zvyklostí pracoviště, označení stran, upravení kontrastu a jasu, apod.) Za kvalitu a správnost snímku plně zodpovídá radiologický asistent. Následně je snímek zaslán do databáze. Na žádanku se radiologický asistent jakožto aplikující odborník podepíše a orazítkuje ji. V poslední řadě pacienta informuje o popisu a odesílá ho zpět k lékaři nebo domů.

2.2 CT bederní páteře

CT je tomografická metoda zobrazující objekt ve 3D založená na poměrně obtížné matematické rekonstrukci řezů (matematická rekonstrukce CT obrazu funguje na bázi výpočtu součinitelů zeslabení v každém pixelu pomocí filtrované zpětné projekce nebo iterativní rekonstrukce) o šířce 0,5-3 mm získaných z jednotlivých projekcí. V gantry CT je umístěna rentgenka produkující vějířovitý svazek, proti které se nachází oblouk z několika stovek detektorů (multidetektorová výpočetní tomografie – MDCT) ve více řadách (4-320 řad), tato soustava se při vyšetření otáčí kolem pacienta a současně se pohybuje vyšetřovací stůl, rentgenka kolem pacienta vytváří spirálovou trajektorii (helikální/spirální MDCT), díky víceřadému detektoru se při jedné rotaci zhotoví větší počet řezů. Doba jednoho otočení kolem pacienta se přibližuje ke čtvrtině sekundy. Nasbíraná hrubá data (*raw date*) slouží k tvorbě libovolného počtu rekonstrukčních obrazů. CT má excelentní rozlišení, v současnosti má rekonstrukční matice rozměr 512 x 512 pixelů (velikost matice reprezentuje počet pixelů tvořících jeden axiální obraz [Ferda, 2009, s. 38]) a hloubku až 15 bitů. Míru absorpce záření v jednotlivých voxelech reprezentují Hounsfieldovy jednotky (dále jen HU) nabývající hodnot od -1000 do +3000 (0 je voda; konkrétní příklady viz Tabulka č. 1), které jsou následně kódovány do stupňů šedi. Lidské oko dokáže rozeznat pouze 16 stupňů šedi, a proto se používá tzv. oknění (zobrazení pouze části denzitní škály s přesně definovaným rozsahem a středem), všechny body nad tímto rozsahem se zobrazí bíle a pod spodní hranicí jsou všechny body zobrazeny černě. [Ferda, 2015, s. 18-19, Sukupová, 2018, s. 112, 116-120; Vomáčka, 2015, s. 44].

Tabulka č. 1 Denzity některých tkání

Druh tkáně	Denzita [v HU]
kost, kalcifikace	více než 85 (150)
sražená krev	65-85
měkké tkáně, parenchymové orgány	25-70
tekutinové útvary	0-15
tuk	-40 až -120
vzdušná plíce	-800 až -900

[Vomáčka, 2015, s. 42, upraveno]

Na konzoli CT nebo na pracovní stanici lze z nasnímaných hrubých dat rekonstruovat řada obrazů. Základem je multiplanární rekonstrukce (dále jen MPR), při které je z trojrozměrného objemu dat vytvořen rovinný obraz s přednastavenou šíří vrstvy – nejčastěji 1-3 mm dle zvyklostí pracoviště, ve frontální, sagitální rovině a v rovině transverzální, která je rovinou procházející intervertebrální

ploténkou. U některých traumat či vrozených vývojových vad páteře je vyžadováno provedení Volume rendering technique (dále jen VRT), umožňující přehlednější 3D zobrazení prostorových poměrů, vyšetřovaná tkáň je zobrazena na základě intervalů denzit pomocí různých barev. Nejčastěji se tato rekonstrukce používá pro 3D zobrazení skeletu pro potřeby klinického lékaře. Pro zobrazení páteřních cév naplněných kontrastní látkou lze využít rekonstrukci zvanou Maximum intensity projection zvýrazňující struktury s vyšší denzitou [Vomáčka, 2015, s. 44-45; Ferda, 2009, s. 58-65].

Bederní páteř se vyšetřuje pomocí CT zejména v případě úrazových, strukturálních a degenerativních změn skeletu. Na tomogramu se hodnotí diskopatie, kongenitální abnormality, záněty, patologie drobných kloubů páteře i postižení paravertebrálních struktur. MDCT bederní páteře se provádí nativně, v určitých případech (zejména u zánětů a nádorů) se podává jodová kontrastní látka (uvedeno dále v textu u konkrétních indikací). Vyšetřovací protokoly a kvalita výsledných obrazů se liší u různých typů přístrojů a podle zvyklostí daného pracoviště [Heřman, 2014 s. 201; Nekula, 2005, s. 34]. Pro nativní CT bederní páteře existuje jediná relativní kontraindikace, a tou je těhotenství, popř. nespolupráce pacienta (např. neklidný pacient – řešením je sedace) [Malíková, 2019, s. 28].

Hlavní výhodou v diagnostice patologií bederní páteře na CT (zejména u traumat) je rychlost vyšetření a napolohování pacienta, snímání trvá většinou 5-15 minut, a dostupnost, v porovnání s MR, je výrazně lepší, pořízení i provoz je ekonomičtější, naopak je výrazně dražší v porovnání se skiagrafií. Další výhody jsou: žádné absolutní kontraindikace, možnost provedení multiplanárních a dalších rekonstrukcí, výrazně vyšší senzitivita a specifická než u skiografie. Při srovnání s MR však většinou výrazně nižší senzitivita i specifická u většiny vyšetření bederní páteře – v zásadě s výjimkou skeletálního traumatu. Mezi nevýhodami dominuje vysoká radiační zátěž (u CT bederní páteře se efektivní dávka pohybuje mezi 2,9-6 mSv [Nekula, 2005, s. 38]), dále horší měkkotkáňový kontrast oproti MR (patologie míchy a páteřního kanálu nelze dobře zobrazit) [Heřman, 2014, s. 25; Seidl, 2012, s. 237-240]. Přednosti obou metod u jednotlivých patologií jsou uvedeny v kapitole 5.3.

Specifika nitrožilního podání jodové kontrastní látky

Před nitrožilní aplikací jodové kontrastní látky (dále jen KL) je nutná, na rozdíl od nativního CT bederní páteře, příprava pacienta zahrnující následující body:

- dostatečná hydratace,
- 4 hodiny před vyšetřením nejíst (jiný zdroj uvádí 6 hodin [Vomáčka, 2015, s. 44]), pít pouze čiré tekutiny,
- znalost (na základě předchozího vyšetření) aktuální hodnoty kreatininu v séru,
- prevence alergoidní reakce podáním kortikoidů,
- popř. odebrání alergologické anamnézy (lze ústně před vyšetřením) [Seidl, 2012, s. 75].

Při podání nitrožilní kontrastní látky je absolutní kontraindikací těžká alergie na jodovou kontrastní látku, relativní kontraindikace jsou těhotenství, jiné závažné alergie, porucha funkce ledvin a hypertyreóza. Nutnost vyšetření posuzuje lékař-radiolog [Malíková, 2019, s. 28].

Při/po nitrožilní aplikaci jodové kontrastní látky mohou nastat alergoidní a chemotoxické nežádoucí reakce. Alergoidní reakce není závislá na množství podané KL, rozděluje se na akutní (do 1 hodiny od vyšetření) a pozdní a podle závažnosti na lehké (vyrážka, zarudnutí, nevolnost atd.), střední (tachykardie, hypotenze, bronchospasmus, laryngospasmus atd.) a těžké (kardiovaskulární selhání, anafylaktický šok), prevencí je odebrání alergologické anamnézy a podání kortikoidů před vyšetřením. Chemotoxická reakce je závislá na podaném množství KL, řadí se sem nefropatie, neurotoxicita a kardiotoxicita, prevencí je podání co možná nejmenšího množství KL. Paravazální aplikace KL je také jednou z možných nežádoucích situací. Po vyšetření pacient setrvá alespoň 30 min v čekárně v rámci prevence možných komplikací [Seidl, 2012, s. 77-78].

Algoritmus CT vyšetření bederní páteře a úloha radiologického asistenta

Pacient přichází na pracoviště se žádankou, kterou schvaluje lékař-radiolog, radiologický asistent provede identifikaci pacienta. V případě vyšetření s kontrastem je pacient poučen a podepisuje informovaný souhlas, ženy v reprodukčním věku jsou dotázány na možnost těhotenství. Pacient si odloží oblečení a kovové předměty z vyšetřované oblasti dle instrukcí radiologického asistenta, ten mu také vysvětlí, jak bude vyšetření probíhat a co při něm bude pacient dělat (zdůrazní, aby se nehýbal kvůli pohybovým artefaktům). Následně radiologický asistent vyzve pacienta, aby si lehl na záda na vyšetřovací stůl (hlavou do gantry nebo dle zvyklostí pracoviště), případně pomůže doprovázejícímu personálu pacienta přesunout na vyšetřovací stůl. Dále pacienta instruuje, aby dal

ruce za hlavu, v případě podávání kontrastní látky zajistí žilní vstup kanylou. Centrace je provedena radiologickým asistentem v sagitální rovině do středu objemu [Věstník MZ ČR, částka 2/2016, s. 14].

Nejprve radiologický asistent vybere vhodný protokol, zhotoví boční topogram, na kterém nastaví rozsah vyšetření (obvykle oblast L1-S1 včetně přilehlých meziobratlových prostor, popř. cíleně na obratle požadované indikujícím lékařem), napětí u topogramu by nemělo převýšit 120 kV (pokud to přístroj umožňuje), následně je provedeno samotné vyšetření (pacient dostává pokyn nedýchat). Při nitrožilním podávání kontrastní látky je doporučeno zpoždění 60-70 s od aplikace, objem 1-2 ml KL/1 kg váhy pacienta (následuje proplach fyziologickým roztokem 20 ml). Doporučené skenovací parametry pro bederní páteř dle Věstníku MZ ČR jsou následující: napětí 120 kV (u osob nad 120 kg až 140 kV), proud 280-500 mAs, kolimace 0,5-1,2 mm, pitch 0,8-1,2. Radiologický asistent provádí vždy multiplanární rekonstrukce ve všech rovinách v kostním okně, následuje rovněž přepočítání zobrazení v měkkotkáňovém okně v rovině sagitální a axiální. Pouze na vyžádání lékaře se provádí VRT rekonstrukce. Dle zvyklostí pracoviště je možno na zobrazení intervertebrálních foramin doplnit šikmou parasagitální rekonstrukce. Tloušťka rekonstruované vrstvy v kostním kernelu musí být 0,75-1 mm a v měkkotkáňovém kernelu 2-3 mm [Vomáčka, 2015, s. 121; Věstník MZ ČR, částka 2/2016 s. 14 a 23].

CT myelografie

CT myelografie je invazivní vyšetření, při němž se intratekálně aplikuje neionická kontrastní látka. V současné době se CT myelografie provádí zejména v případech, kdy má pacient kontraindikaci k MR (MR myelografie je neinvazivní metoda bez použití ionizujícího záření, jedná se o jednoduché sekvence – single shoty – trvající cca 5-10 sekund [Vomáčka, 2015, s. 121]), nicméně CT myelografie má lepší prostorové rozlišení. Jedná se o invazivní vyšetření, při kterém se po desinfekci kůže provádí nápich durálního vaku v bederní oblasti atraumatickou jehlou a po odpuštění cca 10 ml likvoru aplikuje lékař kontrastní látku intrathekálně dospělým 10 ml. Poté se pacient polohuje tak, aby se KL dostala do výšky předpokládané léze a po 3-5 min od aplikace se zhotovují skeny. Vyšetření je výtěžné u stenózy páteřního kanálu, nervových kořenů a durálního vaku, arachnoideálních onemocnění (např. cysty) i u léčby maligních onemocnění [Patel, 2020, s. 1-2; Nekula, 2005, s. 34-38;].

2.3 MR bederní páteře

Magnetická rezonance (dále jen MR) bederní páteře bude rozebrána stručněji než předchozí modality, protože není součástí výzkumné části diplomové práce, nicméně pro celistvost textu a pochopení souvislostí není opomenuta.

MR patří mezi technicky nejsložitější zobrazovací metody, funguje na základě interakce radiofrekvenčního magnetického pole s magnetickými momenty jader vodíků. Do základního vyšetřovacího protokolu je zahrnuto zobrazení v sagitální rovině pomocí T1 vážených obrazů (závisí zejména na rychlosti T1 relaxace – hyposignální je voda, hypersignální tuk), T2 vážené obrazy (závisí zejména na rychlosti T2 relaxace – voda je hypersignální, signál tuku je různý), dále sekvence T2 s potlačením tuku (STIR). Šíře řezu bývá 2-4 mm. V transverzální rovině bývá použito T2 zobrazení se šíří vrstvy 1.5-3 mm. V některých indikacích lze při vyšetření aplikovat gadoliniovou kontrastní látku, používáme T1 obraz s potlačením tuku, patologicky nasycené tkáně se zobrazí na T1 vážených obrazech jako hypersignální. [Malíková, 2019, s. 35-36; Ferda, 2015, s. 23].

Výhodou MR bederní páteře je možnost současného zobrazení celé páteře, páteřního kanálu a míchy neinvazivním způsobem, vyšetření ve třech rovinách, perfektní měkkotkáňový kontrast, dobré obrazové informace kostní dřevě (velká senzitivita, ale nižší specifita [Nekula, 2005, s. 47]), absence ionizujícího záření, dále fakt, že příprava pacienta na vyšetření není nutná (nemusí být lačný). Nevýhodou je přítomnost absolutních kontraindikací (přítomnost feromagnetických kovů v těle – kochleární implantát, MR nekompatibilní kardiostimulátor) i relativních kontraindikací (klaustrofobie, špatná snášenlivost hluku, první trimestr těhotenství), MR není vhodná pro neklidné pacienty nebo pacienty v kritickém stavu, další nevýhodou je stísněný prostor, hluk, délka vyšetření (řádově desítky minut), horší dosažitelnost vyšetření, ekonomická náročnost provozu a vysoká pořizovací hodnota. [Nekula, 2005, s. 40-41; Seidl, 2012, s. 76; Ferda, 2015, s. 23].

Hlavními indikacemi k MR bederní páteře jsou bolesti páteře na degenerativním podkladě – degenerativní změny a herniace intervertebrálního disku, umí hodnotit stenózy páteřního kanálu a intervertebrálních foramin. MR je vynikající metodou pro onemocnění zánětlivé, cévní a tumorózní patologie míchy, míšních obalů a intradurálního prostoru, obratlových těl a výběžků. Na T1 vážených obrazech je zdravá ploténka, tuková tkáň a mícha hypersignální, červená kostní dřevě a mozkomíšní mok v páteřním kanálu hyposignální, vazy hypo- až asignální. Tato sekvence je vhodná pro anatomickou orientaci a posuzování patologií kostní dřevě. Na T2 vážených obrazech je kostní dřevě mírně hypersignální, meziobratlová ploténka je hypersignální zejména v centru, mozkomíšní mok je také hypersignální. Pro patologie míchy, edémů, cyst, zánětů, patologií paravertebrálních vazů a nádorů se využívá sekvence STIR s potlačením signálu tuku či T2 fat saturation [Nekula, 2005, s. 41-46].

2.4 Specifika u vyšetření dětí

Využití zobrazovacích metod v pediatrii má svá specifika, vyšetřovací postupy se liší od postupů u dospělých, hlavním důvodem je vyšší senzitivita dětského organismu vůči ionizujícímu záření (10x citlivější, než dospělý organismus). Dětský pacient je neklidný a vyžaduje specifickou formu komunikace. Vyšetření na RTG a CT je potřeba provést rychle a přesně, aby se nemuselo (např. z důvodu pohybového artefaktu) opakovat, a tedy zvyšovat radiační zátěž. Pokud je to možné, volí se u dětí zobrazovací modalita bez využití ionizujícího záření (ultrazvuk, magnetická rezonance). Při skiagrafii bederní páteře se nastavují akviziční parametry na co nejnižší možné hodnoty (snižuje se napětí a proud), oblast zájmu se cloní co nejvíce (avšak s ohledem na spolupráci dětského pacienta) a vykrývají se gonády. Menší děti se fixují nebo je drží rodič (s oblečenou olověnou zástěrou; je poučen a podepisuje se do knihy návštěv kontrolovaného pásma; držící matka v reprodukčním věku stvrzuje podpisem, že není těhotná), radiologický asistent nesmí dítě držet. U CT (pokud je nezbytné) se využívá dětský protokol (Věstník MZ ČR částka 2/2016 nespécifikuje dětský protokol pro vyšetření bederní páteře; obecně lze říci, že se snižuje napětí a proud, zvyšuje kolimace a pitch a snižuje se perioda rotace) a pokud je to nutné přistupuje se k sedaci nebo anestezii. Při kontrastním vyšetření je nutné důsledně zvážit použití KL (u dětí pouze neionické KL, informovaný souhlas podepisuje rodič nebo zákonný zástupce). MR v dětském věku je velmi vhodná z hlediska absence ionizujícího záření, nicméně vyšetření trvá desítky minut, a tak je nutné v některých případech využít analgosedaci nebo celkovou anestezii [Vomáčka, 2015, s. 123; Seidl, 2012, s. 73].

3 Postupy pro stanovení dávek pacientů dle radiologických standardů

Na základě platné legislativy vydává Ministerstvo zdravotnictví ČR Národní radiologické standardy (dále jen NRS), v rámci radiodiagnostiky pro mamografii, intervenční kardiologii, skiografii – dospělí a výpočetní tomografii sloužící jako soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických standardů (dále jen MRS) pro danou modalitu, dále i NRS pro radiologickou fyziku. Účelem NRS je standardizovat postupy lékařského ozáření u standardně prováděných vyšetření. Technické parametry u skiografie bederní páteře a CT bederní páteře doporučené v NRS jsou uvedeny výše.

V NRS pro radiologickou fyziku jsou uvedeny postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření. Stanovování velikosti ozáření (diagnostických referenčních úrovní) jednotlivých pacientů slouží jako vodítko k optimalizaci radiační ochrany. Národní diagnostické referenční úrovně pro pacienty s průměrnou hmotností $70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$ a s hmotností jednotlivých pacientů 50-90 kg jsou uvedeny v příloze č. 22 Vyhlášky č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje (viz Tabulka č. 2 a 3). Při tvorbě místních diagnostických referenčních úrovní se pro konkrétní vyšetření nejprve stanoví střední dávky na každý přístroj pro standardní pacienty, vypočítá se průměrná hodnota (zaokrouhlena nahoru a vyjádřena pomocí dvou platných čísel a porovná se s národní diagnostickou referenční úrovní. Místní diagnostické referenční úrovně se revidují 1x za rok [Věstník MZ ČR, částka 6/2015, s. 4-10].

Tabulka č. 2 Národní diagnostické referenční úrovně pro skiografii bederní páteře

Modalita	Typ vyšetření	P_{KA} (mGy · cm ²)	K_e (mGy)
skiografické vyšetření (dospělí)	bederní páteř v AP projekci	1700	6,2
skiografické vyšetření (dospělí)	bederní páteř v boční projekci	3100	12,0
Vysvětlivky: P_{KA} – součin kermy a plochy K_e – vstupní povrchová kerma			

[Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, příloha. 22]

Tabulka č. 3 Národní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii páteře

Modalita	Typ vyšetření	C _{VOL} (mGy)	P _{KL} na celé vyšetření (mGy · cm)
výpočetní tomografie	páteř	32	550
vysvětlivky: P _{KL} – součin kermy a délky C _{VOL} – objemový kermový index výpočetní tomografie			

[Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, příloha. 22]

V rámci diagnostických referenčních úrovní a dozimetrie pacientů se počítá s následujícími veličinami:

Absorbovaná dávka D [Gy] charakterizuje absorpci ionizujícího záření v látce, vzorec:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

vysvětlivky:

$d\varepsilon$ je střední sdělená energie předaná ionizujícím zářením látce, jednotka J

dm je hmotnost této látky, jednotka kg

Kerma K [Gy] značí celkovou kinetickou energii uvolněných sekundárně nabitých částic v látce, vzorec:

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

vysvětlivky:

dE_k je součet počátečních kinetických energií všech uvolněných nabitých částic v látce, jednotka J

dm je hmotnost této látky, jednotka kg

Dopadající kerma K_i [Gy] je kerma (kinetická energie sekundárních částic) měřená volně ve vzduchu v místě vstupu rtg záření do pacienta (zpětný rozptyl nebere v potaz), možnosti výpočtu:

$$K_i = Y_r \cdot \left(\frac{r}{FSD}\right)^2 \cdot P_h$$

nebo

$$K_i = \frac{K_e}{B}$$

vysvětlivky:

Y_r je výtěžnost v definované vzdálenosti r od ohniska, jednotka: mGy/mAs

FSD je vzdálenost ohniska a kůže, jednotka: cm

P_h je součin proudu rentgenky a expozičního času, jednotka mAs

K_e je vstupní povrchová kerma, jednotka: mGy

B je faktor zpětného rozptylu (pro skiografii 1,1-1,5 v závislosti na velikosti pole, objemu prozařované tkáně a kvalitě svazku)

Vstupní povrchová kerma K_e bere v potaz, na rozdíl od dopadající kermy, zpětný rozptyl, vzorec:

$$K_e = Y_r \cdot \left(\frac{r}{FSD}\right)^2 \cdot P_h \cdot B = K_i \cdot B$$

Součin kermy a plochy P_{KA} [obvykle mGy · cm²] (někdy označováno jako DAP – dose area product) je integrál kermy ve vzduchu bez ohledu na zpětný rozptyl přes plochu svazku v rovině kolmé na osu svazku měřené ve stejné vzdálenosti od ohniska, veličina není závislá na vzdálenosti OK (je invariantní se vzdáleností), měří se pomocí KAP metru (planparalelní ionizační komora), který je umístěn u výstupu z rentgenky, vzorec:

$$P_{KA} = \int_A K(c, y) dx dy$$

Objemový (volumetrický) kermový index výpočetní tomografie C_{VOL} resp. $CTDI_{VOL}$ udává, jak hustě nebo intenzivně je skenován referenční fantom (jak bude velký dávkový výstup z rentgenky pro daný referenční fantom a vyšetřovací protokol). Používají se fantomy o průměru 16 cm (reprezentující hlavu) a 32 cm (reprezentující hrudník a břicho). Tento parametr se zobrazuje na ovládací konzoli a je spolu s vyšetřením dokumentován [Zinsser, 2018]. Hodnota této veličiny tedy kvantifikuje ozáření, které by pacient obdržel, kdyby měl referenční velikost, vzorec:

$$C_{VOL} = C_W \frac{NT}{l}$$

vysvětlivky:

N je počet současně snímaných řezů

T je nominální šířka řezu, jednotka: mm

l je délka posunu stolu během jedné otáčky rentgenky, jednotka: mm

C_W je vážený kermový index výpočetní tomografie, jednotka: mGy, možnost výpočtu:

$$C_W = \frac{1}{3}(C_{PMMA,100,c(p)} + 2C_{PMMA,100,p})$$

$C_{PMMA,100,c}$ je kermový index výpočetní tomografie měření ve standardním CT fantomu, a to v centru (c) nebo na periférii (p), jednotka: mGy. Měření této veličiny vychází z měření kermového indexu volně ve vzduchu ($C_{a,100}$) definovaného pro jednořadé i multidetektorové CT. Pro MDCT se měří jako integrál kermy měřené volně ve vzduchu podél přímky paralelní s osou rotace soustavy rentgenka-detektor v dílce 100 mm na jednu otáčku rentgenky, vzorec:

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{50} K(z) dz$$

T je nominální šířka řezu, jednotka: m

K je kerma ve vzduchu, jednotka: Gy

Součin kermu a délky pro CT $P_{KL,CT}$ [obvykle dGy · cm] (někdy označováno jako DLP – dose length product) bere v potaz celkovou dávku obdrženu pacientem (nebo fantomem) během celého skenu, vzorec:

$$P_{KL,CT} = \sum_j C_{VOL_j} l_j$$

vysvětlivky:

C_{VOL_j} je objemový index kermový index výpočetní tomografie pro j-tou sekvenci, jednotka: mGy

l_j je délka posunu stolu l během j-té sekvence, jednotka: cm

Pro vnitřní ozáření jsou zavedeny veličiny ekvivalentní dávka a efektivní dávka zohledňující kvalitu použitého záření.

Ekvivalentní dávka H_T [Sv] se používá k vyjádření míry deterministických účinků, určuje míru ozáření určitého orgánu, vzorec:

$$H_T = w_Q \cdot D_T$$

vysvětlivky:

w_Q je radiační váhový faktor, používá se pro vyjádření radiobiologické účinnosti daného záření, číslo je bezrozměrné, příklad hodnot radiačních váhových faktorů viz Tabulka č. 4

Tabulka č. 4 Příklady hodnot radiačních váhových faktorů

záření	w _Q
fotonové, elektronové	1
protonové	5
neutronové	2-20 (podle energie)

[Súkupová, 2018, s. 160]

D_T je orgánová dávka popisující absorbovanou dávku v určitém orgánu bez ohledu na typ záření, jednotkou je Gy. Z výše uvedeného je patrné, že hodnota ekvivalentní dávky a orgánové dávky je pro fotonové záření stejná, liší se jen v jednotce, vzorec:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D_t dm$$

vysvětlivky:

D_t je absorbovaná dávka v bodě v orgánu T přes celý orgán, jednotka Gy

dm je hmotnost tohoto orgánu, jednotka kg

Efektivní dávka E [Sv] se používá pro vyjádření míry stochastických účinků, převádí ozáření nějaké části těla nebo orgánů na celotělové ozáření se stejnou pravděpodobností vzniku stochastických účinků ozáření, pomocí této veličiny tedy lze porovnat různá ozáření mezi sebou ve vztahu k pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků, vzorec:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

vysvětlivky:

H_T je ekvivalentní dávka, jednotka Sv

w_T je tkáňový váhový faktor vyjadřující radiosenzitivitu konkrétního orgánu, příklad hodnot viz Tabulka 5, pozn. suma tkáňových váhových faktorů přes všechny orgány je 1 [Věstník MZ ČR, částka 6/2015 s. 15-19; Súčupová, 2018, s. 151-160; Súčupová 2018b].

Tabulka č. 5 Příklady hodnot tkáňových váhových faktorů

orgán nebo tkáň	w_T
plice, prsní tkáň, kostní dřev, tlusté střevo, žaludek, aj.	0,12
gonády	0,08
štítná žláza, jícen, játra, močový měchýř	0,04
mozek, slinné žlázy, kůže, povrch kostí	0,01

[Súčupová, 2018, s. 160]

4 Parametry ovlivňující dávku pacienta

Kvalitativní a kvantitativní změny rentgenového spektra ovlivňují zejména následující parametry:

- materiál anody – čím vyšší má protonové číslo, tím vzniká více fotonů brzdného záření (kvalitativní změna) a zároveň kvalitativně ovlivňuje energii fotonů charakteristického záření;
- napětí na rentgence – s rostoucím napětím klesá dopadová dávka na kůži pacienta, nicméně z důvodu vytvrzení svazku klesá kontrast zobrazení (kvalitativní změna). Toto platí pouze pro skiagrafické systémy s expoziční automatikou (zvýší-li se napětí, tak se automaticky sníží expoziční čas a dávka pacientovi se zmenší), naopak u skiagrafických systémů bez expoziční automatiky platí, že s rostoucím napětím roste dávka pacientovi. Doporučený rozsah napětí pro určitá vyšetření vydává MZ ČR. Při nastavování napětí by se měl brát v potaz objem pacienta. V případě CT s modulovaným proudem a napětím je se při zvyšujícím napětí zvyšuje dávka (ze 120 na 140 kV při stejném proudu cca o 50 % [Zinsser, 2018]).
- expoziční čas – s rostoucím expozičním časem vzrůstá riziko vzniku pohybových artefaktů a zároveň klesá zatížení rentgenky. Optimální expoziční čas zajišťuje expoziční automat, který optimalizuje dávku (resp. dávkový příkon) pro receptor obrazu (a tedy i pro pacienta);
- proud rentgenky – s rostoucím proudem rentgenky vzrůstá počet vzniklých fotonů (kvantitativní změna), tím pádem vzrůstá i dávka pacientovi.
- filtrace – vzniklé rentgenové fotony jsou filtrovány primární filtrací v rentgence sestávající z výstupního okénka, chladícího oleje a skleněné evakuované baňky rentgenky. Přídavná filtrace je tvořena hliníkovou a/nebo měděnou destičkou. Cílem je odfiltrování měkkých fotonů zvyšujících dávku pacienta, které nepřispívají k tvorbě obrazu [Súkupová, 2018, s. 44-46; Súkupová, 2017].

Prostřednictvím expoziční automatiky (AEC) se ukončuje automaticky expozice po dopadení dostatečného množství záření na detektor. Díky této funkci by měl být získán obraz dostatečné kvality, eliminuje se chyba špatně nastavených expozičních parametrů radiologickým asistentem a zároveň se snižuje dávka. AEC je tedy vhodným nástrojem k principu optimalizace radiační ochrany. Technicky se jedná o (nejčastěji) 3 ionizační komory (někdy uváděno jako komůrky) přímo před receptorem obrazu [Súkupová, 2018b].

Výpočetní tomografie je technicky složitější přístroj, kde navíc hrají roli ještě další parametry. Jedním z nich je doba rotace rentgenky (resp. otočení soustavy rentgenka-detektor o 360°). Pomalejší rotace prodlužuje celkovou dobu vyšetření, tím pádem se zvyšuje riziko pohybových artefaktů a snižuje kvalita kontrastních vyšetření [Súkupová, 2016].

Dále pitch faktor udávající poměr mezi posunem stolu během jedné rotace rentgenky a úhrnnou kolimací [Ferda, 2009, s. 27]. Čím větší je pitch faktor, tím rychlejší je posun stolu, a tedy i doba skenování, zvyšuje se ale šum a klesá rozlišení při nízkém kontrastu. V případě, že se nemění expoziční parametry a zmenšuje se hodnota pitch faktoru, zvyšuje se dávka pacientovi – dnešní CT však disponují automatickou modulací proudu, takže tento předpoklad u moderních přístrojů neplatí (zvětšení pitch faktoru nevede automaticky ke snížení dávky) [Súkupová, 2016].

Dávku při CT vyšetření dále ovlivňuje tloušťka rekonstruovaných řezů (tenké řezy vedou ke zvýšení dávky, na druhou stranu i k potlačení efektu částečného objemu) nebo konfigurace detektoru (ta ovlivňuje parametry jako např. tloušťku řezu) [Súkupová, 2016].

Článek *Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography – State of the Art* popisuje důležitost správného polohování stolu. U moderních CT přístrojů s automatickou modulací proudu a napětí na základě topogramu se v případě umístění pacienta mimo izocentrum může být zkreslen objem pacienta, a to má za následek buď příliš vysokou radiační zátěž nebo velmi nízkou radiační zátěž s nízkou kvalitou obrazu [Zinsser, 2018].

5 Principy a cíle radiační ochrany

Cílem radiační ochrany je vyloučit deterministické účinky ionizujícího záření (stanovením takových limitů ekvivalentní dávky, aby nebyla překročena prahová hodnota dávky ani po součtu dávek za celý život) a snížit pravděpodobnost stochastických účinků ionizujícího záření (limitováním dávek takovým způsobem, aby se pravděpodobnost vzniku stochastických účinků snížila na velmi malou míru). Těchto cílů lze dosáhnout dodržováním principů radiační ochrany [Seidl, 2012, s. 88].

5.1 Princip limitování dávek

Limit dávky určuje hranici, za kterou je oblast dávek zcela nepřijatelných. Limity jsou stanoveny pro obyvatelstvo (obecné limity), dále pro učně a studenty a pro radiační pracovníky. Tento princip se neuplatňuje pro lékařské ozáření (na rozdíl od ostatních principů) [Státní ústav radiační ochrany, 2023].

5.2 Princip zdůvodnění

Zdůvodněná činnost přináší dostatečně čistý přínos v porovnání s riziky a náklady. Lékařské ozáření by mělo mít řádně odůvodněnou lékařskou indikaci. V případě dostatečného zdůvodnění lékařského ozáření ustupují rizika do pozadí [Státní ústav radiační ochrany, 2023].

5.3 Princip bezpečnosti zdrojů

Bezpečnost zdroje ionizujícího záření je zabezpečena provedením přijímací zkoušky a následně pravidelnými zkouškami dlouhodobé stability a zkouškami provozní stálosti [Státní ústav radiační ochrany, 2023; Súkupová, 2018, s. 25].

5.4 Princip optimalizace

Tento princip výrazně přispívá ke snížení dávek z ozáření, označuje se také jako ALARA (as low as reasonably achievable; v překladu „tak málo jak je rozumně dosažitelné“). Cílem je dosažení co nejnižších individuálních dávek s přihlédnutím k nejnovějším odborným znalostem a hospodářským a sociálním faktorům při zachování dostatečné diagnostické informace. Ve zkratce je ideálem tohoto principu získat obrazy dostatečné kvality při co nejmenší dávce. Revize diagnostických referenčních úrovní (viz výše v textu) slouží jako vodítko k optimalizaci ozáření [Státní ústav radiační ochrany, 2023; Súkupová, 2018, s. 24-25].

Přehledový článek *CT Radiation Dose Optimization and Estimation: an Update for Radiologists* se zabývá možnostmi optimalizace CT vyšetření, obecně uvádí důležitost využití alternativních zobrazovacích metod bez použití ionizujícího záření při očekávání stejného nebo většího diagnostického výnosu, dále zdůrazňuje nutnost minimalizace délky skenu, zvážení nutnosti nativních skenů při vícefázových CT protokolech, přizpůsobení parametrů rentgenky tělesným

proporcím pacienta a skenované oblasti. Podle článku je vhodné používat very low dose protokoly pro identifikaci vysoce kontrastních lézí (např. močové kameny, polypy tlustého střeva nebo plicní uzliny). Ke snížení dávky přispívá i modulace proudu rentgenky, při využití této možnosti je důležité umístit pacienta co nejlépe do izocentra. Rekonstrukční algoritmy využívající iterativní rekonstrukci mohou mít potenciál snížit dávku o 40-50 % bez snížení kvality obrazu [Hyun, 2012].

6 Indikace – přehled diferenciální diagnostiky

Pro indikace ke skiografii, CT či MR bederní páteře existuje široké spektrum diagnóz. V následujícím textu se budu věnovat těm nejčastějším a případně specifikům jejich diagnostiky pomocí zobrazovacích metod.

6.1 Traumatologie

Poranění páteře může být vyvoláno různými úrazy. V případě lehčích poranění zastupuje diagnostickou metodu první volby skiografie, u vysokoenergetických polytraumat a pacientů s těžkým neurologickým deficitem se volí CT a MR vyšetření. U všech vyšetření je důležité manipulovat s pacientem opatrně, při skiografii je ideální vyšetřovat pacienta vleže a pohybovat pouze rentgenkou a detektorem, nikoliv stolem (pokud je to možné) a pro přesun pacienta na vyšetřovací stůl je vhodné použít speciální podložku – tzv. Transglide. V akutních případech se neprovádějí dynamické snímky, nicméně při podezření na postižení ligamentózních struktur je vhodné je po 2-3 týdnech doplnit. Na klasickém předozadním snímku se posuzují zlomeniny příčných výběžků, fraktury trnových výběžků jsou méně obvyklé a lze je posuzovat na bočním snímku. Nativní CT vyšetření je rozhodující pro hodnocení kostního poranění. Vyšetření magnetickou rezonancí se provádí u podezření na poškození míchy (výběžné jsou T2 a STIR sekvence) a diskoligamentózních traumat jako doplnění CT vyšetření. Pomocí MR lze posuzovat edém kostní dřevě při kontuzi obratle a potvrzení či vyloučení kompresivních fraktur obratlových těl u dětí. Na T2WE vážených obrazech je patrný traumatický prolaps disku [Vomáčka, 2015, s. 122; Nekula, 2005, s. 110-116].

Nejčastější příčinou úrazů bederní páteře je pád a dopravní nehoda. Zranění bederní (i hrudní a dolní úsek krční) páteře se v Evropě hodnotí podle AO-Magerlovy klasifikace (AO znamená Pracovní skupina pro problematiku osteosyntézy z německého Arbeitsgemeinschaft für die Osteosynthesefragen) [Nekula, 2005, s. 115; Černoch, 2000, s. 544]. Tato klasifikace rozděluje páteř přední sloupec (zahrnuje tělo obratle a zadní podélný vaz páteře) a zadní sloupec (zahrnuje dorzální elementy) základní rozdělení do tří skupin (podle závažnosti vzestupně A, B, C), z nichž každá má další podskupiny. [Schnake, 2017, s.15]. Skupina A je nejčastější typ traumatu páteře a skupina C nejméně častý [Reinhold, 2013].

Luxace a subluxe

Na bočním snímku páteře lze dobře posuzovat luxaci a subluxaci obratlového těla. Při luxaci nastává posun obratlového těla ve ventrálním směru s přeskočením v drobných kloubech. Rozlišuje se jednostranná a oboustranná luxace. Při podezření na luxaci se vždy provádí CT vyšetření.

Oboustranná luxace patří k nejzávažnějším úrazům páteře, nastává při ní vždy těžké poranění míchy a je nutné doplnění MR vyšetření [Nekula, 2005, s. 109].

Poranění míchy a spinálních kořenů

Poranění míchy a spinálních kořenů patří k nejzávažnějším úrazů páteře. Nejčastější příčinou je přímá komprese či natržení přilehlou kostní strukturou, epidurálním hematomem nebo vyhřezlou meziobratlovou ploténkou. Traumatický výhřez ploténky je snadno diagnostikován pomocí MR nebo multidetektorového CT. Další příčinou je lukovité natažení míchy vedoucí k hematomyeli (krvácení do míšního parenchymu), v případě poškození míšních cév hrozí myelomalacie (ischémie). Dále může po traumatu vzniknout míšní edém vedoucí k poškození míšního parenchymu s rizikem trvalých neurologických změn. Obraz edému má také lehká míšní kontuze. Na závěr je nezbytné dodat, že při podezření na závažní postižení míchy je žádoucí provést MR [Nekula, 2005, s. 116].

6.2 Vertebrogenní poruchy

Poruchy, u kterých je páteř bezprostředním patogenetickým faktorem, se obecně nazývají vertebrogenní. I při běžných činnostech působí na páteř mnoho nepříznivých činitelů podněcujících vznik degenerativních změn, jako např. ztráta pružnosti, dekalcinace, degenerativní procesy na ploténkách a kloubech nebo svalová atrofie, další degenerace mohou souviset s procesem stárnutí. Řada těchto degenerativních vertebrogenních poruch jsou indikacemi ke skiagrafii, CT nebo MR bederní páteře. Z důvodu úzkého sepjetí páteře a nervových struktur (míchy a míšních kořenů) se tyto změny projevují zejména neurologickými příznaky jako je porucha hybnosti a bolest, avšak není výjimkou, že pacient má výrazné degenerativní změny např. na skiagrafickém snímku bederní páteře a nemá žádné klinické projevy. Kromě degenerativních změn lze do vertebrogenních poruch zahrnout i nádorová a zánětlivá onemocnění páteře [Ambler, 2011, s. 305].

Etiologie vertebrogenních poruch je složitá a nejasná. Zásadní příčina je pravděpodobně porucha funkce páteře s následnou blokádou nebo hypermobilitou některého segmentu. To má za důsledek přetěžování měkkých tkání (svalů, vazů, úponů) a rozvíjí se různé patologické změny. Pro úspěšnou léčbu je velmi důležitá včasná diagnostika pomocí zobrazovacích metod [Seidl, 2008, s. 151].

Spondylóza

Spondylóza je degenerativní proces projevující kostními a periostálními změnami, zejména tvorbou osteofytů (resp. spondylofytů) na zadních okrajích těl obratlů. Základem je degenerativní proces v meziobratlové ploténce [Seidl, 2008, s. 152].

Příčinou spodylózy je snižování obsahu proteoglykanů v meziobratlové ploténce. Disk ztrácí elasticitu, snižuje se hydratace, tím pádem se zmenšuje i jeho výška. Proces pokračuje prodlužováním vazů, čímž vzniká nestabilita s následnou reakcí – tvorbou osteofytů, ty přebírají stabilizační funkci [Gallo, 2011, s. 128]. Degenerativní změny ploténky s tvorbou osteofytů se nazývají osteochondróza. Kromě bederní oblasti (L3-S1) se vyskytuje i u dolního úseku krční páteře [Ambler, 2011, s. 306].

Spondylóza se projevuje postupně se zhoršujícími bolestmi v průběhu dne a omezením pohyblivosti páteře. S postupnou tvorbou osteofytů se problémy postupně zlepšují [Gallo, 2011, s. 128].

Diagnostika osteochondrózy je velmi jednoduchá, na skiagrafickém snímku bederní páteře lze pozorovat snížení meziobratlového prostoru i okrajové osteofyty [Gallo, 2011, s. 128]. Stenózu páteřního kanálu osteofyty nebo osifikaci vazů prokážeme na nativním CT nebo MR [Nekula, 2005, s. 162].

Spondylartróza

Spondylartrózou se rozumí degenerativní (produktivní) změny na fasetových kloubech (osteoartróza fasetových kloubů). Projevuje se přítomností osteofytů a zúžením kloubních štěrbin fasetových kloubů, ty jsou však malých rozměru a obtížně se zobrazují. Vznik spondylartrózy je podmíněn snížením meziobratlové ploténky na bázi chronického přetížení, reakcí je, podobně jako u spodylózy, vznik osteofytů (pro podporu stability fasetových kloubu). Osteofyty rostou do stran nebo do páteřního kanálu, kde způsobují stenózu páteřního kanálu [Boriková, 2015; Heřman, 2014, s. 210].

Mezi projevy spondylartrózy patří bolesti a omezení pohyblivosti v postižené etáži páteře, v případě utlačování páteřního kanálu další neurologické problémy. V diagnostice se uplatňuje prostý snímek bederní páteře, na kterém lze sledovat snížení meziobratlového prostoru i známky postižení fasetových kloubů, doplněné šikmé snímky poskytují detailnější informace. Výtěžnější v rámci diagnostiky je CT a MR, která dokáže odhalit časná stádia tohoto onemocnění [Boriková, 2015].

Spondylolýza

Spondylolýza se vyznačuje degenerativními kostními změnami v interartikulární části (*pars interarticularis*) obratle a je podkladem pro istmickou spondylolistézu. Nastává zde posun těla obratle a horní artikulární plošky dopředu, nicméně zadní část obratle zůstává vzadu. Příčiny tohoto onemocnění nejsou doposud přesně známy, předpokládá se, že defekt vzniká na základě vrozených

dispozic, neúměrného dlouhodobého přetížení při některých sportech nebo v rámci stresových zlomenin [Leone, 2011; Gallo, 2011, s. 131].

Toto degenerativní onemocnění postihuje nejvíce dolní bederní páteř (95 % případů v segmentu L5) a vyskytuje se nejčastěji u adolescentů a sportovců. Spondylolýza je často asymptomatická, může být příčinou nestability páteře, bolestí zad nebo radikulárního syndromu [Leone, 2011].

Diagnostickou informaci poskytuje boční snímek páteře prokazující defekt interartikulární části obratle, obraz „psa s obojkem“ potvrzuje přerušení istmu, předozadní snímek může poskytovat nepřímé známky spondylolýzy. Nejpřesnější diagnostika se provádí pomocí CT. MR by měla být volena jako primární modalita (po skiagrafii) pro vyšetření adolescentů s bolestmi zad, přestože je v případě zobrazení defektů v *pars interarticularis* méně citlivá než CT [Leone, 2011; Gallo, 2011, s. 131].

Spondylolistéza

Spondylolistéza znamená posun (sklouznutí) jednoho obratlového těla dopředu vzhledem ke kaudálnějšímu obratli. Skluz nejčastěji nastává na úrovni L4-L5 a L5/S1 a výjimečně přesahuje 30 % šířky obratle. Zřídka se objevuje u pacientů pod 50 let, 6,1x častěji postihuje ženy (Černoch uvádí, že postihuje ženy jen 2-3x častěji [Černoch, 2000, s.494]). 4x častěji se také objevuje u pacientů s diabetem. Degenerativní spondylolistéza může být asymptomatická či spojena s bolestí zad a se symptomatickou spinální stenózou, ta se projevuje klaudikační bolestí v hýždích nebo nohou při stání nebo při chůzi [Weinstein, 2007].

Na rozdíl od spondylolýzy zde není patrné přerušení oblouku obratle v *pars interarticularis* a spinózní výběžek postiženého nevytváří schod s vyšším obratlem (jen s nižším) [Černoch, 2000, s. 495].

Procento subluxece obratlového těla při spondylolistéze kvantifikuje Meyerdingova čtyřstupňová klasifikace založena na tom, jaká šířka obratle sklouzavajícího se překrývá s obratlem kaudálnějším na bočním snímku bederní páteře. První stupeň charakterizuje posunutí do 25 %, při druhém stupni nastává posun do 50 %, skluz do 75 % reprezentuje třetí stupeň a čtvrtý stupeň je při 75-100 % posunu. Při větším skluzu než 100 % se jedná o spondyloptózu [Burton, 2022].

Spolehlivou diagnostickou metodou je prostý skiagrafický snímek, na boční projekci je patrný posun obratle. Instabilita postiženého segmentu se hodnotí na dynamických snímcích bederní páteře.

Na CT lze posoudit změny na fasetových kloubech, MR neposkytuje lepší informace než CT (pouze při hodnocení měkkých tkání) [Černoch, 2000, s. 495].

Výhřez meziobratlové ploténky

Výhřez (herniace) meziobratlové ploténky je degenerativní onemocnění vysoké prevalence (u dospělých 2-5 % [Lagerbäck, 2019]). Ztráta výšky meziobratlové ploténky zapříčiněná postupným snižováním výživy disku způsobuje asymetrické vyklenutí (resp. vyhřeznutí) *anulus fibrosus* do okolí [Notohamiprodo, 2017].

Insuficience výživy disku souvisí s procesem stárnutí, mechanickým přetěžováním nebo traumaty disku. Důsledkem jsou změny disku (např. acidóza) vedoucí k apoptóze buněk s následujícími strukturálními poruchami (např. trhliny disku, snížení elasticity intervertebrálního prostoru, apod.). Mezi rizikové faktory se řadí mužské pohlaví, kouření či neúměrné zatěžování [Kasík, 2002, s. 60-63]. Výhřez (exturze) nejčastěji vzniká na pomezí obratlů L4/L5 (35 % případů), dále L5/S1 (27 % případů), L3/L4 (19 % případů) a L2/L3 (14 % případů) [Černoch, 2000, s. 490].

Herniace může být asymptomatická i symptomatická. Nejčastější symptomy jsou bolest způsobená iritací nervového kořene, útlak míchy nebo dokonce paralýza [Notohamiprodo, 2017].

V rámci diagnostiky herniace disku má prostý předozadní a boční skiagrafický snímek malou vypovídající hodnotu, patrné může být pouze snížení intervertebrálního prostoru, přesto by měl být modalitou první volby. Funkční snímky mají v tomto případě také malý přínos, nicméně není vhodné je při komplexní diagnostice opomenout [Nekula, 2005, s. 167; Gallo, 2011, s. 129].

Výpočetní tomografie poskytuje detailnější informace než prostý snímek, vyklenutí je patrné, ale nelze odlišit jednotlivé struktury disku, jejich složení (např. při snižování obsahu vody v huspeninovém jádře) a problém také nastává při hodnocení perforace durálního vaku, kontrast mezi meziobratlovou ploténkou a mozkomíšním mokem je nízký. V menších nemocnicích je CT považováno za zlatý standard při hodnocení herniace disku [Notohamiprodo, 2017; Hart, 2014, s. 43; Nekula, 2005, s. 168]. Zlepšení přesnosti diagnostiky umožňuje dual energy CT (DECT) rozlišující tkáně s odlišným atomovým číslem, přidaná hodnota oproti monoenergetickému CT je např. v hodnocení edémů kostní dřevě a poranění vazů [Koch, 2021].

Nejlépe diagnostickou metodou herniace disku je MR. Její hlavní výhodou v rámci diagnostické výtěžnosti oproti předchozím modalitám spočívá ve velmi dobré vizualizaci měkkých tkání ve třech rovinách, dále dokáže s použitím kontrastní látky hodnotit difúzi živin do disku, obsah vody v ploténce pomocí T2 vážených obrazů (zdravý disk je hypersignální – čím méně obsahuje vody, tím

je tmavší) nebo rozlišit tkáň *nucleus pulposus* od ostatní tkáně. MR bederní páteře tedy umožňuje mj. vyhodnotit morfologii (a její vývoj) a defekty ploténky, difúzní a perfúzní vlastnosti i postižení přilehlých měkkých tkání (např. páteřní kanál, zadní podélný vaz). Důležitou úlohu má MR i při predikci komplikací a hodnocení pooperačních stavů [Nekula, 2005, s. 167-171; Din, 2022, s. 2; Burgetová, 2011].

Článek „Diagnostic accuracy of contemporary multidetector computed tomography (MDCT) for the detection of lumbar disc herniation“ vyhodnocuje diagnostickou přesnost MDCT při detekci výhřezu bederní ploténky v porovnání s MR jakožto standardem. 60 pacientů s bolestí dolní části zad ve výzkumu podstoupili MDCT bederní páteře s iterativní rekonstrukcí a 67 s filtrovanou zpětnou projekcí. MR bederní páteře byla doplněna do 1 měsíce. Hodnocen byl poměr signálu a šumu (SNR), mozkomíšního moku, míchy a *anulus fibrosus* ve všech modalitách. Dále dvěma odborníky byla hodnocena kvalita obrazu a diagnostická přesnost (v případě herniace). Závěrem výzkumu bylo konstatováno, že MDCT bederní páteře poskytuje vysokou diagnostickou přesnost při detekci výhřezu disku bederní páteře, iterativní rekonstrukce zlepšuje kvalitu obrazu na takovou úroveň, že je ekvivalentní s MR [Notohamiprodjo, 2017].

Stenóza páteřního kanálu

Zúžení páteřního kanálu (spinální stenóza) se definuje jako jakákoliv změna kongenitálního, získaného (zejm. degenerativního) nebo smíšeného původu vedoucí k útlaku nervových struktur uvnitř páteřního kanálu, laterálních recesů (laterální stenóza) nebo kořenových kanálů [Kasík, 2002, s. 78; Gallo, 2011, s. 130]. Postižení páteře bývá lokalizováno pouze v určitém úseku páteře (nejčastěji bederní páteř), postihuje jeden nebo více segmentů, méně často je generalizované v průběhu celé páteře [Hart, 2014, s. 75].

Mezi nejčastější vrozené etiologie se řadí chondrodystrofie a dysrafické poruchy, degenerativní změny způsobující spinální stenózu se vyvíjí postupně v průběhu života, míchu tísní obvykle vyhřezlý meziobratlový disk, nepříznivou roli hraje spondylóza, spondylartróza, hypertrofie ligament (zadní podélná vaz a žluté vazy) a kloubních pouzder, dále spondylolistéza nebo hypermobilita. Příčinou degenerativního zúžení laterálních recesů a kořenových kanálů je obecně snížení výšky segmentu a hypertrofické a degenerativní (osteofyty a spondylofyty) změny fasetových kloubů [Hart, 2014, s. 77]. Výjimkou není ani spinální stenóza způsobená tumorem, traumatem, abscesem nebo iatrogenního původu po operacích páteře [Gallo, 2011, s. 130]. Symptomy spinální stenózy bederní páteře jsou klaudikace, radikulopatie, výpadky motoriky, poruchy vzpřímeného držení těla či chronický syndrom kaudy equiny [Kasík, 2002, s. 78].

V rámci diagnostiky se uplatňují všechny zobrazovací modalitty. Prostý snímek v předozadní a boční projekci zastává pomocnou funkci při diagnostice, ale není dostatečnou modalitou pro hodnocení šířky páteřního kanálu nebo postižení okolních měkkých tkání [Kasík, 128]. CT a MR dovolují měřit šířku páteřního kanálu (v pedikulolaminární úrovni) a MR navíc umožňuje posoudit míšní strukturu a hypertrofii ligament, v některých případech se využívá CT myelografie [Nekula, 2005, s. 94; Patel, 2020, s. 1-2].

6.3 Zánětlivá onemocnění

Další skupinu indikací pro RTG, CT a MR bederní páteře zastávají zánětlivá onemocnění obecně se rozdělující na dvě skupiny, a to bakteriální (pyogenní) a autoimunní (reaktivní). Bakteriální záněty postihují běžně skelet i ploténku, proto se obecně označují jako spondylodiscitidy. Naopak autoimunní spondyloartritidy (např. ankylozující spondylitida) mají nálezy jak páteři, tak periferních kloubech. Záněty se mohou nacházet i v páteřním kanálu a míše (diagnostika pouze pomocí MR s kontrastní látkou, kdy se vyšetřuje celá páteř, při nasycení ložiska kontrastem je podpořena diagnóza zánětu a vyloučena ischémie), zdrojem je buď zánět skeletu nebo hematogenní rozsev [Nekula, 2005, s. 148 a 156; Vomáčka, 2015, s. 122].

Největší význam při diagnostice spondylodiscitidy má MR. Přednosti má mj. v zobrazení kostní dřeni a neurologických struktur. I v prvních dnech lze rozlišit edém (na T2 a STIR obrazech hypersignální). Po podání kontrastu se lépe sytí zánětlivé změny v obratli i v okolí [Nekula, 2005, s. 149; Marquez Sánchez, 2016].

6.4 Metabolické onemocnění páteře – osteoporóza

Osteoporóza obecně drží první příčku v rámci metabolických onemocnění kostí, postihuje nejen kosti končetin (proximální femur, distální radius, atd.), ale charakteristicky i páteř. Jedná se o řídnutí kostní tkáně (hustota kostní matrix postupně ubývá od dosažení dospělosti), kost křehne, následkem toho mohou vznikat fraktury. Onemocnění se dělí na dva typy, a to osteoporózu typu I (postihuje zejména ženy po menopauze, nejčastějším projevem jsou kompresivní zlomeniny obratlů) a osteoporózu typu II (neboli senilní osteoporóza, postihuje ženy i muže nad 75 let, přidávají se zlomeniny v oblasti proximálního femuru a mnoho dalších projevů), v některých případech nelze pacienta (resp. pacientku) jednoznačně pouze do jednoho typu. [Navrátil, 2008, s. 308; Mačák, 2012, s. 304-305].

Osteoporotická páteř je dlouho asymptomatická, někdy se objevují neurčité bolesti páteře. Kompresivní zlomeniny obratlů jsou pozdním příznakem, důsledkem nich vznikají obloukové

kyfotické deformity páteře. V části bederní páteře vzniká hyperlordóza šířící se kaudálně (změna sklonu pánve), na kůži lze pozorovat kožní řasy připomínající větve jedle [Gallo, 2011, s. 135].

V případě postižení bederní páteře prostý snímek tohoto úseku zobrazí bikonkávní tvar obratlů (tzv. rybí obratle), stín kosti není tak výrazný (kost je transparentnější). Dále je velmi výtěžná denzitometrie (duální fotoabsorpční metoda, zkr. DEXA; definitivně potvrzuje diagnózu) bederních obratlů, standardem zůstává CT bederní páteře [Gallo, 2011, s. 135 a 182; Malíková, 2019, s. 67].

6.5 Skoliózy páteře

Skoliózy jsou častou indikací k RTG nebo CT bederní páteře. Jedná se o patologické zkřivení páteře ve frontální a současně i sagitální a transverzální rovině, představuje tak trojdimenzionální deformitu. Tato porucha většinou vzniká v období růstu dítěte, nastává porušení sagitální rovnováhy páteře na podnětu *strukturálním* (souvisí se strukturálními abnormitami těl obratlů – zejm. klínovitou deformací a velkou torzí obratlů bez možnosti vyrovnání) nebo *funkční* (bez anatomického korelátu) [Repko, 2007, s. 73; Gallo, 2011, s. 122, Nekula, 2005, s. 191].

Pro zabránění progresu je nezbytná včasná diagnostika. Dostačující výpovědní hodnotu má skiagrafický snímek (obvykle celé) páteře v předozadní a boční projekci vestoje (pokud to dovolí stav pacienta), vleže může nastat zkreslení křivek hodnotících skoliózu. Flexibilitu deformity lze hodnotit na snímcích v úklonu nebo trakci. Trakce se realizuje pomocí Glisonské kličky tahem za bradu a týl a pásovými popruhy pro tah v opačném směru za pánev, celkový tah by měl být 200 N. Pro stav deformit páteře lze zvolit i speciální snímky, a to Fergussonovu projekci zachycující LS přechod (šikmý snímek v úhlu 30-35° vůči horizontále) nebo Stagnarovu projekci u kyfotických deformit páteře (detektor je paralelně s průběhem dorální části žeber konvexity skoliotické křivky). Spirální CT vyšetření nejlépe zobrazí rotaci těl obratlů. Stav páteřního kanálu vzhledem k deformovaným obratlům lze vyšetřit pomocí MR s využitím sekvence HASTE (indikováno zejména u vrozených změn páteře nebo při závažných neurologických symptomech na bázi postižení míchy) [Repko, 2007, s. 73-78]. Větší skolióza nedovoluje provedení plnohodnotného vyšetření na MR, CT je v tomto případě výrazně lepší [Vomáčka, 2015, s. 121].

6.6 Nádory páteře a páteřního kanálu

Nádory páteře a míchy jsou z hlediska neurologických nádorů přibližně sedmkrát méně časté než nádory mozku. V této oblasti se vyskytují benigní, maligní primární (vycházejí z míchy, jejich obalů nebo z obratlů) i maligní sekundární nádory (metastázy nejčastěji z karcinomu prsu, plic, prostaty, ledvin, dále gynekologické karcinomy, lymfogranulom či leukemické infiltráty). Zobrazovací metody hrají klíčovou roli v diagnostice, léčbě a kontrolách při maligních i benigních

procesech páteře a páteřního kanálu. U všech nádorů páteře je nutné potvrdit nebo vyloučit propagaci nádorové masy do páteřního kanálu, k takovému účelu se využívá vyšetření magnetickou rezonancí s kontrastem ve třech rovinách [Seidl, 2008, s. 82; Ambler, 2011, s. 169; Vomáčka, 2015, s. 122].

Prvním symptomem je obecně u všech typů nádorů páteře a míchy lokální bolest, při útlaku míšních kořenů radikulární bolest s propagací do dermatomu. Dále vzniká kompresivní syndrom míšní (stenóza míšního kanálu) projevující se paresteziemi, dysestézií, bolestí, hyperstézií či parézou. Klinický obraz souvisí s místem výskytu nádoru [Ambler, 2011, s. 169].

Podle lokalizace se nádory rozdělují do tří skupin:

- *Extradurální* nádory (epidurální) – nádory vycházející ze struktur uložených vně tvrdé pleny. Nejčtenější extradurální benigní lézí je hemangiom (nachází se obvykle v těle nebo oblouku obratle, nejvíce v oblasti torakolumbálním přechodu, prevalence je 10 % světové populace). Diagnostika extradurálních nádorů začíná rentgenovým snímkem pro vyloučení dalších anomálií a posouzení strukturálních změn, využití přesnějšího CT je možné, každopádně stěžejní metodou je MR, extradurální expanze je na T2-vážených sekvencích izo- nebo hypersignální a na T1-vážených sekvencích hyposignální. MR nejlépe zobrazí případnou propagaci lézí do páteřního kanálu [Nekula, 2005, s. 119; Heřman, 2014, s. 209-210],
- *Intradurální extramedulární* nádory se nacházejí v durálním vaku, většinou (v 80-90 %) se jedná o Schwannomy (benigní léze vyrůstající z pouzder nervových kořenů) a meningeomy (benigní léze vyskytující se hlavně u žen, v oblasti bederní páteře ojediněle), cysty (v úseku bederní páteře nejčastěji Tarlovova perineurální cysta), nádorům podobné léze (např. spojené míšní kořeny – nejvíce u L5 a S1 – na CT může být často nepřesně diagnostikována jako herniace disku, spolehlivější diagnostickou metodou je MR s KL) nebo vzácné leptomeningeální metastázy (s původem v CNS). Pro správnou diagnostiku extramedulárních nádorů je zásadní kontrastní MR vyšetření, nádory se výrazně sytí paramagnetickou KL [Černocho, 2000, s. 517-518; Nekula, 2005, s. 119, 128-131; Heřman, 2014, s. 209],
- *intramedulární* nádory (vycházejí z míchy) nejsou tak obvyklé jako předchozí, v 90 % se jedná o relativně benigní léze s kalcifikacemi a cystami – astrocytomy (na prostém snímku je patrná intraspinální hypertenze) a ependymomy, vzácně pak metastázy (do míchy metastazuje maligní melanom, nádory ledvin a plic, choriokarcinom). CT nepřináší u těchto nádorů významné informace (patrné je rozšíření míšního kanálu), MR je stěžejní zobrazovací metoda u míšních nádorů, astrocytomy a ependymomy jsou v T2 vážených sekvencích hypersignální, postkontrastně se na T1 vážených sekvencích sytí celý tumor nebo alespoň okraje cyst,

metastázy jsou v T2 a STIR sekvencích také hypersignální [Seidl, 2008, s. 82; Černoch, 2000, s. 512; Nekula, 2005, s. 133-134; Heřman, 2014, s. 208].

II. Výzkumná část

7 Metodika výzkumu

V praktické části diplomové práce jsem použil kvantitativní formu výzkumu metodou retrospektivní analýzy dat ve Fakultní nemocnici Bulovka. Před zahájením výzkumu mi bylo sděleno, na základě mojí žádosti, souhlasné stanovisko Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci, součástí žádosti bylo povolení provedení výzkumu od Fakultní nemocnice Bulovka.

7.1 Cíl práce, výzkumné otázky a hypotézy

Hlavní cíl práce

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnocení aktuálních vyšetřovacích protokolů na skiografii pro předozadní a boční vyšetření bederní páteře a na výpočetní tomografii pro nativní zobrazení bederní páteře ve Fakultní nemocnici Bulovka na základě porovnání s doporučeními aktuální legislativy, následně určení vztahu dávky a parametrů přístroje (zejména napětí) na skiografii a výpočetní tomografii. Výstupem bude optimalizace těchto protokolů za cílem snížení radiační zátěže pacientů a zachování dostačující diagnostické výtěžnosti.

Dílčí cíle práce

Dílčím cílem práce je prokázat, že se zvyšuje radiační zátěž při skiografickém a CT vyšetření bederní páteře v souvislosti s tělesnými proporcemi pacienta, tj. BMI.

Výzkumné otázky a hypotézy

1. Existuje statisticky významný rozdíl v radiační zátěži pacientů po změně CT protokolu pro vyšetření bederní páteře?

H_0 Existuje statisticky významné snížení DLP/1 cm u pacientů vyšetřovaných novým protokolem pro CT bederní páteře v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním protokolem pro CT bederní páteře.

H_1 Neexistuje statisticky významné snížení DLP/1 cm u pacientů vyšetřovaných novým protokolem pro CT bederní páteře v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním protokolem pro CT bederní páteře.

2. Existuje statisticky významný rozdíl v radiační zátěži pacientů po změně skiagrafického AP protokolu pro vyšetření bederní páteře?
2H₀ Existuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř.
2H₁ Neexistuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř.

3. Existuje statisticky významný rozdíl v radiační zátěži pacientů po změně skiagrafického LAT protokolu pro vyšetření bederní páteře?
3H₀ Existuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř.
3H₁ Neexistuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř.

4. Ovlivňuje dávku pacienta jeho BMI při skiagrafickém vyšetření bederní páteře?
4H₀ Existuje statisticky významné zvýšení DAP u pacientů s vyšším BMI.
4H₁ Neexistuje statisticky významné zvýšení DAP u pacientů s vyšším BMI.

5. Ovlivňuje dávku pacienta jeho BMI při CT vyšetření bederní páteře?
5H₀ Existuje statisticky významné zvýšení DLP/1 cm u pacientů s vyšším BMI.
5H₁ Neexistuje statisticky významné zvýšení DLP/1 cm u pacientů s vyšším BMI.

7.2 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumného souboru byli zahrnuti všichni pacienti starší 18 let, kteří v termínech od 1.11.2022 do 31.12.2022 a od 1.2.2023 do 31.3.2023 podstoupili ve Fakultní nemocnici Bulovka skiagrafické nebo CT vyšetření bederní páteře. Respondenti nebyli limitováni pohlavím, rasou, státní příslušností ani tělesnými proporcemi.

Pro zpracování výzkumu bylo nutné celkový soubor pacientů rozdělit do 4 skupin z důvodu analýzy a změn protokolů v průběhu ledna 2023:

1. Pacienti, kteří v termínu od 1.11.2022 do 31.12.2022 podstoupili skiagrafické vyšetření bederní páteře původním protokolem (dále jen výzkumný soubor č. 1). V této době bylo provedeno celkem 90 snímků bederní páteře, z toho bylo vyřazeno 30 pacientů z důvodu nízkého věku respondenta, kovových implantátů, zhotovení pouze dynamických snímků, chybějící informace a snímkování na jiný protokol (např. pánev). Celkový počet čítá 60 respondentů;
2. pacienti, kteří v termínu od 1.2.2023 do 31.3.2023 podstoupili skiagrafické vyšetření bederní páteře novým protokolem (dále jen výzkumný soubor č. 2). V této době bylo provedeno celkem 69 snímků bederní páteře, z toho bylo vyřazeno 14 pacientů z důvodu nízkého věku respondenta, kovových implantátů, zhotovení pouze dynamických snímků, chybějící informace a snímkování na jiný protokol (např. pánev). Celkový počet čítá 55 respondentů;
3. pacienti, kteří v termínu od 1.11.2022 do 31.12.2022 podstoupili CT vyšetření bederní páteře původním protokolem (dále jen výzkumný soubor č. 3). V této době bylo provedeno celkem 43 CT vyšetření bederní páteře, z toho bylo vyřazeno 18 pacientů z důvodu nízkého věku respondenta, kovových implantátů, chybějící informace a vyšetření na jiný protokol nebo vyšetření jiné oblasti. Celkový počet čítá 25 respondentů;
4. pacienti, kteří v termínu od 1.2.2023 do 31.3.2023 podstoupili CT vyšetření bederní páteře novým protokolem (dále jen výzkumný soubor č. 4). V této době bylo provedeno celkem 49 CT vyšetření bederní páteře, z toho bylo vyřazeno 18 pacientů z důvodu nízkého věku respondenta, kovových implantátů, chybějící informace, vyšetření na jiný protokol nebo vyšetření jiné oblasti. Celkový počet čítá 31 respondentů.

7.3 Realizace výzkumu

Výzkumná část diplomové práce se opírá o teoretické poznatky získané studiem odborných zdrojů. Pacienti splňující kritéria výzkumného souboru byli vybráni z nemocničního informačního systému Fakultní nemocnice Bulovka (dále jen NIS) pomocí vytyčení sledovaného období a typu vyšetření. Další sledované parametry výzkumného souboru byly získány analýzou dat NIS, systému PACS a systému TomoCon, a to pohlaví, váha, výška, věk, BMI, napětí rentgenky, elektrické množství a čas expozice, v případě skiografie navíc vyšetřovací poloha (vleže/vstoje), DAP a číslo S (určuje relativní citlivost). V případě CT navíc DLP, délka skenu, pitch faktor a CTDI_{VOL}. Sběr dat proběhl celkem 2x, nejprve v lednu 2023 (výzkumný soubor č. 1 a 3) a následně v dubnu 2023

(výzkumný soubor č. 2 a 4). Data byla převedena do programu Microsoft Excel. U pacientů byla zachována anonymita, byli označeni pomocí čísel, žádné osobní údaje nebyly zpracovány.

7.3.1 Průběh optimalizace protokolu na skiografii

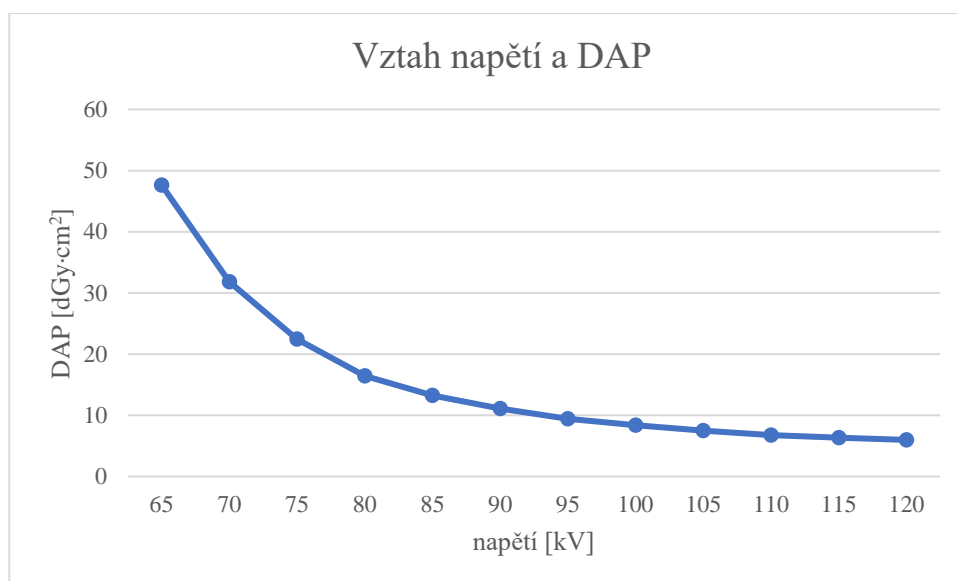
Součástí optimalizace protokolu na skiografii bylo měření na fantomu. Toto měření bylo provedeno v lednu 2023 pomocí fantomu Pehamed gigrad phantom a filtrace 1 mm hliníku, lidská tkáň byla simulována pomocí 5l kanystru naplněného vodou (na této simulaci bylo vyzkoušeno, že expoziční čas a hodnoty DAP se nejvíce přibližují předchozímu snímkování pacientů). Pro všechna měření platily stejné podmínky, a to velikost pole 37 x 27 cm, limitní čas expozice 1000 ms, velké ohnisko a vzdálenost ohnisko detektor 115 cm.

Cílem tohoto měření bylo ověřit změny DAP při změnách napětí, výsledek měření je uveden v Tabulce č. 6.

Tabulka č. 6 Výsledky měření na skiografickém přístroji

Napětí [kV]	Elektrické množství [mAs]	DAP [mGy · cm ²]	Reálný čas exp. [ms]	Číslo S
65	180,60	47,655	569	514
70	102,10	31,819	322	425
75	62,26	22,477	196	383
80	39,86	16,423	126	358
85	28,54	13,243	90	320
90	21,48	11,093	68	291
95	16,55	9,427	53	275
100	13,44	8,373	42	251
105	11,10	7,506	36	239
110	9,25	6,751	30	229
115	8,13	6,364	26	216
120	7,14	5,978	23	202

Z tabulky č. 6 je patrné, že s rostoucím napětím klesá DAP, vztah těchto dvou proměnných je graficky znázorněn v Obrázku č. 1.



Obrázek č. 1 Vztah napětí a DAP

Parametry původního protokolu jsou uvedeny v Tabulce č. 7.

Tabulka č. 7 Parametry původních protokolů pro skiografii bederní páteře

Protokol pro předozadní projekci bederní páteře				
Napětí [kV]	Proud [mA]	Exp. čas [ms]	Komůrka AEC	ohnisko
75	320	400	prostřední	velké
Protokol pro boční projekci bederní páteře				
Napětí [kV]	Proud [mA]	Exp. čas [ms]	Komůrka AEC	ohnisko
80	400	320	prostřední	velké

Věstník MZ ČR uvádí rozsah doporučených hodnot napětí pro skiografii bederní páteře 70-90 kV pro předozadní projekci a 75-105 kV pro boční projekci. Nejprve jsem porovnal hodnoty DAP z výzkumného souboru č. 1 s NRÚ (viz Tabulka č. 8).

Tabulka č. 8 Porovnání hodnot DAP u výzkum. soub. č. 1 s NDRÚ

Modalita	Typ vyšetření	P_{KA} [mGy · cm ²] průměrná hodnota u výzkum. soub. č. 1	P_{KA} [mGy · cm ²] hodnota NDRÚ dle Vyhlášky
skiagrafické vyšetření (dospělí)	bederní páteř v AP projekci	1304,46	1700
skiagrafické vyšetření (dospělí)	bederní páteř v boční projekci	1711,11	3100

[Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, příloha. 22]

Po konzultaci s vedoucím fyzikem a primářem oddělení radiodiagnostiky byl sestaven nový protokol, kde na předozadní i boční projekci bylo zvýšeno napětí o 10 kV, viz Tabulka č. 9. Pro lepší prostorového rozlišení bylo změněno ohnisko na malé. Hodnoty proudu a expozičního času byly u LAT protokolu změněny podle doporučení technika výrobce kvůli kapacitě přístroje.

Tabulka 9 Parametry nového protokolu pro skiografii bederní páteře

Protokol pro předozadní projekci bederní páteře				
Napětí [kV]	Proud [mA]	Exp. čas [ms]	Komůrka AEC	ohnisko
85	320	400	prostřední	malé
Protokol pro boční projekci bederní páteře				
Napětí [kV]	Proud [mA]	Exp. čas [ms]	Komůrka AEC	ohnisko
90	320	400	prostřední	malé

7.3.2 Průběh optimalizace protokolu na CT

Stejně tak jako při optimalizaci protokolu na skiografii bylo součástí optimalizace CT protokolu bederní páteře měření na fantomech. Toto měření bylo provedeno v lednu 2023 pomocí fantomů CT PMMA tělový fantom, sken CAT phantom (pro vizuální porovnání rozlišení, vysokého a nízkého kontrastu u původního i nového protokolu), sken CT to ED phantom (pro ujištění, že jsou Hounsfieldovy jednotky u různých insertů indikovány v rozsahu elektronových hustot jim odpovídajícím).

První fantom je průhledný akrylový válec o délce 15 cm a průměru 32 cm doporučený pro měření CTDI v oblasti hrudníku a břicha. Tento fantom obsahuje 9 otvorů pro tužkovou ionizační komoru (dále jen IK), pomocí které (a pomocí dalších přepočtů) bylo změřeno $CTDI_{VOL}$. Při měření byl fantom umístěn veprostřed gantry a byly na něj aplikovány protokoly s různým napětím. Při

měření bylo využito 5 otvorů (otvor v izocentru resp. v ose, obvodové otvory na 0°, 90°, 180° a 270°) pro výpočet CTDI pomocí software Microsoft Excel dle následující rovnice:

$$CTDI_{100} = \frac{Rdg \cdot C_{tp} \cdot K_{el} \cdot N_X \cdot f_{med} \cdot 100}{\text{celková nominální délka komory [mm]}}$$

kde

$CTDI_{100}$ je objemový (volumetrický) kermový index výpočetní tomografie měřený pomocí ionizační komory dlouhé 100 mm

C_t je korekční faktor na tlak a teplotu

K_{el} korekční faktor elektrometru [C/rdg]

N_X je korekční faktor ionizační komory [R/C]

f_{med} je faktor používaný pro převod expozice ve vzduchu na absorbovanou dávku v médiu

Rdg je odečet (reading) elektrometru (tzn. hodnota změřená elektrometrem)

Podle vzoru přijímací zkoušky (dále jen PZ) bylo měření nejprve vyzkoušeno na protokolu uvedeném v PZ, aby byla jistota stability zdroje ionizujícího záření v porovnání s PZ, dále pro původní protokol na bederní páteř a zkušební protokoly s napětím 100kV a se zapnutou funkcí Care Dose.

Parametry **protokolu uvedeného v PZ** jsou následující: proud 220 mA, elektrické množství 220 mAs, napětí rentgenky 120 V, pitch 1, tloušťka řezu 10 mm, kolimace 14,4 mm, konfigurace detektorů 12x1,2, FOV 400 mm (výsledky měření viz Tabulka č. 10).

Tabulka č. 10 Výsledky měření CT protokolu uvedeného v PZ na fantom

Poloha IK	CTDI ₁₀₀ [mGy]
izocentrum	13,29
90°	24,26
180°	24,32
270°	21,77
0°	22,66

CTDI_w, které bylo uvedeno v PZ je 18,39 mGy, CTDI_{VOL} změřené pomocí fantomu je 19,93 mGy, odchylka 8,37 % je v mezích normy. CTDI_{VOL} s přihlédnutím na pitch je 19,93 mGy. Z tohoto měření vyplývá, že zdroj ionizujícího záření je stabilní v porovnání s PZ.

Parametry **původního protokolu** pro nativní vyšetření bederní páteře jsou následující: proud 185 mA, elektrické množství 231 mAs, napětí rentgenky 120 V, pitch 0,8, tloušťka řezu 10 mm, kolimace 14,4 mm, konfigurace detektorů 128x0,6, FOV 400 mm (výsledky měření viz Tabulka č. 11).

Tabulka č. 11 Výsledky měření původního CT protokolu

Poloha IK	CTDI ₁₀₀ [mGy]
izocentrum	9,30
90°	16,00
180°	14,10
270°	15,60
0°	16,20

CTDI_w podle výpočetní tomografie při skenu je 15,5 mGy, CTDI_{VOL} změřené pomocí fantomu je 13,4 mGy, odchylka 13,44 % je v mezích normy. CTDI_{VOL} s přihlédnutím na pitch je 16,75 mGy.

Parametry **zkušebního protokolu č. 1** pro nativní vyšetření bederní páteře jsou následující: proud 220 mA, elektrické množství 220 mAs, napětí rentgenky 100 V, pitch 0,8, tloušťka řezu 10 mm, kolimace 14,4 mm, konfigurace detektorů 128x0,6, FOV 400 mm (výsledky měření viz Tabulka č. 12).

Tabulka č. 12 Výsledky měření zkušebního CT protokolu č. 1

Poloha IK	CTDI ₁₀₀ [mGy]
izocentrum	9,10
90°	16,90
180°	15,20
270°	16,10
0°	17,90

CTDI_w podle výpočetní tomografie při skenu je 14,87 mGy, CTDI_{VOL} změřené pomocí fantomu je 14,10 mGy, odchylka 5,51 % je v mezích normy. CTDI_{VOL} s přihlédnutím na pitch je 17,62 mGy.

Parametry **zkušebního protokolu č. 2** pro nativní vyšetření bederní páteře jsou následující: zapnutý Care Dose (funkce automatické modulace proudu), pitch 0,8, tloušťka řezu 10 mm, kolimace 14,4 mm, konfigurace detektorů 128x0,6, FOV 400 mm. Pozn. napětí zvolené přístrojem dle topogramu při zapnutém Care Dose bylo 120 kV (výsledky měření viz Tabulka č. 13).

Tabulka č. 13 Výsledky měření zkušebního protokolu č. 2

Poloha IK	CTDI ₁₀₀ [mGy]
izocentrum	9,30
90°	16,00
180°	13,90
270°	15,50
0°	16,30

CTDI_w podle výpočetní tomografie při skenu je 15,59 mGy, CTDI_{VOL} změřené pomocí fantomu je 13,4 mGy, odchylka 14,15 % je v mezích normy. CTDI_{VOL} s přihlédnutím na pitch je 16,75 mGy.

Věstník MZ ČR uvádí doporučenou hodnotu napětí pro CT bederní páteře 120 kV, eventuelně 130-140 kV u osob nad 120 kg. Nejprve jsem porovnal hodnoty CTDI_{VOL} a DLP z výzkumného souboru č. 3 s NDRÚ (viz Tabulka č. 14).

Tabulka č. 14 Porovnání hodnot CTDI_{VOL} a P_{KL} (DLP) u výzkum. soub. č. 3 s NDRÚ

Modalita	Typ vyšetření	průměrná hodnota u výzkum. souboru č. 3	hodnota NDRÚ dle Vyhlášky
výpočetní tomografie	páteř	CTDI _{VOL} : 15,58 mGy P _{KL} (DLP): 303,88 mGy·cm	CTDI _{VOL} : 32 mGy P _{KL} (DLP) na celé vyšetření: 550 mGy·cm

[Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, příloha. 22]

Z měření vyplývá, že zkušební protokol č. 1 vykazuje větší dávku pro pacienta a protokol se zapnutou funkcí modulace proudu (zkušební protokol č. 2) vykazuje stejnou dávku pacientovi v porovnání s původním protokolem. CT ukazuje pro zkušební protokol č. 1 menší dávku než pro zkušební protokol č. 2, nicméně po konzultaci s vedoucím fyzikem, primářem oddělení radiodiagnostiky a s odkazem na odbornou literaturu byl vybrán protokol, kde byla zapnuta funkce Care Dose pro automatickou modulaci proudu (zkušební protokol č. 2) [Věstník MZ ČR, částka 2/2016, s. 23].

7.4. Metody zpracování dat

Po přehlednění a rozřídění dat v tabulkách programu Excel byly testovány jednotlivé hypotézy. Nejprve byla ověřena normalita jednotlivých datových souborů pomocí histogramů vygenerovaných v Excelu.

U hypotéz č. 1, 2 a 3 bylo nejprve pomocí dvouvýběrového f-testu pro rozptyl na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ ověřeno, zda mezi porovnávanými daty existuje významný rozdíl mezi rozptyly. Tím se ověřuje, zda jsou soubory porovnávaných dat homogenní nebo heterogenní. Excel vypočítá hodnotu P , což je pravděpodobnost srovnávaná s hladinou významnosti. Jestliže je $P < \alpha$, pak existuje statisticky významný rozdíl mezi rozptyly souborů. Další možností je porovnání vypočtených hodnot F (testovací kritérium) a $F_{krit}(1)$ (kritická hodnota), zde platí, že pokud $F > F_{krit}(1)$, pak existuje statisticky významný rozdíl mezi rozptyly souborů. Na základě výsledku f-testu byl zvolen dvouvýběrový t-test s rovností nebo nerovností rozptylů, který určuje, zda je rozdíl mezi průměry sledovaných souborů na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ statisticky významný. To se rozhoduje porovnáním velikosti pravděpodobnosti P s hladinou významnosti (jestliže $P > \alpha$, pak není rozdíl mezi průměry sledovaných souborů statisticky významný) nebo porovnáním hodnoty $t_{krit}(2)$ (kritická hodnota) a absolutní hodnoty t_{stat} (testovací kritérium) – (pokud $|t_{stat}| \leq t_{krit}(2)$, pak není rozdíl mezi průměry sledovaných souborů statisticky významný) [Reiterová, 2016, s. 45-57]. Veškerá data u těchto hypotéz byla zpracována a vypočítána v programu Excel.

U hypotéz č. 4 a 5 byla pomocí korelací hledána funkční závislost. U hypotézy č. 4 bylo zjištěno normální rozložení dat a byla použita Pearsnova parametrická korelace, naopak u hypotézy č. 5 nebylo zjištěno normální rozložení dat, a tak byla použita Spearmanova neparametrická korelace. U obou korelací se hledá korelační koeficient, Pearsonův korelační koeficient (r) se vypočítá pomocí programu excel, Spearmanův korelační koeficient (R) v Excelu spočítat nelze, využil jsem proto program Xlstat. Korelační koeficienty nabývají hodnot od -1 do 1. $R(r) = -1$ značí negativní korelaci,

$R(r) = 1$ značí pozitivní korelaci a $R(r) = 0$ znamená, že soubory nemají žádný vztah [Reiterová, 2016, s. 32-35].

8 Výsledky

8.1 Základní popis

Původní protokol pro skiografii bederní páteře (výzkumný soubor č. 1)

Z 60 respondentů je 25 mužů a 35 žen. Popisná statistika výzkumného souboru je přehledně uvedena v Tabulce č. 15

Tabulka č. 15 Popisná statistika výzkumného souboru č. 1

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
věk	57,98 let	56 let	53 let	22 let	86 let
váha	76,92 kg	75 kg	80 kg	49 kg	129 kg
výška	1,70 m	1,69 m	1,65 m	1,52 m	1,90 m
BMI	26,62 kg·m ⁻²	25,07 kg·m ⁻²	23,88 kg·m ⁻²	18,07 kg·m ⁻²	44,08 kg·m ⁻²

Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro AP protokol je přehledně uvedena v Tabulce č. 16.

Tabulka č. 16 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro AP protokol výzkumného souboru č. 1

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
napětí rentgenky	75,60 kV	76 kV	76 kV	75 kV	76 kV
elektrické množství	34,93 mAs	28,65 mAs	17,50 mAs	6,60 mAs	126,70 mAs
proud	299,80 mA	299 mA	295 mA	279 mA	364 mA
DAP	1304,46 mGy·cm ²	911,40 mGy·cm ²	nelze určit	138,00 mGy·cm ²	4022,50 mGy·cm ²

Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro LAT protokol je přehledně uvedena v Tabulce č. 17.

Tabulka č. 17 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro LAT protokol výzkumného souboru č. 1

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
napětí rentgenky	80,78 kV	81 kV	81 kV	80 kV	81 kV
elektrické množství	42,89 mAs	33,10 mAs	22,30 mAs	8,60 mAs	253,00 mAs
proud	367,82 mA	369 mA	354 mA	315 mA	395 mA
DAP	1711,11 mGy·cm ²	1537,05 mGy·cm ²	nelze určit	335,20 mGy·cm ²	7352,90 mGy·cm ²

Nový protokol pro skiografii bederní páteře (výzkumný soubor č. 2)

Z 55 respondentů je 23 mužů a 32 žen. Popisná statistika výzkumného souboru je přehledně uvedena v Tabulce č. 18.

Tabulka č. 18 Popisná statistika výzkumného souboru č. 2

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
věk	65,26 let	72 let	78 let	25 let	94 let
váha	75,58 kg	75 kg	80 kg	45 kg	128 kg
výška	1,69 m	1,68 m	1,60 m	1,49 m	1,97 m
BMI	26,29 kg·m ⁻²	26,24 kg·m ⁻²	28,58 kg·m ⁻²	18,73 kg·m ⁻²	45,90 kg·m ⁻²

Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro AP protokol je přehledně uvedena v Tabulce č. 19.

Tabulka č. 19 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro AP protokol výzkumného souboru č. 2

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
napětí rentgenky	85,73 kV	86 kV	86 kV	85 kV	87 kV
elektrické množství	22,98 mAs	16,90 mAs	13,60 mAs	4,20 mAs	83,90 mAs
proud	290,38 mA	290 mA	302 mA	269 mA	344 mA
DAP	934,59 mGy·cm ²	743,20 mGy·cm ²	nelze spočítat	153,40 mGy·cm ²	5794,10 mGy·cm ²

Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro LAT protokol je přehledně uvedena v Tabulce č. 20.

Tabulka č. 20 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro LAT protokol výzkumného souboru č. 2

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
napětí rentgenky	85,73 kV	86 kV	86 kV	85 kV	87 kV
elektrické množství	27,45 mAs	23,10 mAs	19,70 mAs	6,10 mAs	83,00 mAs
proud	292,86 mA	291 mA	278 mA	264 mA	396 mA
DAP	1616,13 mGy·cm ²	1462,90 mGy·cm ²	nelze určit	238,50 mGy·cm ²	4782,90 mGy·cm ²

Původní protokol pro CT bederní páteře (výzkumný soubor č. 3)

Z 25 respondentů je 11 mužů a 14 žen. Popisná statistika výzkumného souboru je přehledně uvedena v Tabulce č. 21.

Tabulka č. 21 Popisná statistika výzkumného souboru č. 3

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
věk	68,76 let	70 let	43 let	39 let	90 let
váha	80,32 kg	81 kg	90 kg	50 kg	116 kg
výška	1,73 m	1,70 m	1,70 m	1,60 m	1,95 m
BMI	26,81 kg·m ⁻²	25,61 kg·m ⁻²	nelze určit	19,53 kg·m ⁻²	35,67 kg·m ⁻²

Pro původní protokol na CT bederní páteře byly nastaveny hodnoty 120 kV napětí, proud 185 mA, elektrické množství 231 mAs a pitch 0,8. Popisná statistika CTDI_{VOL}, DLP, délky skenu a DLP/1 cm je přehledně uvedena v Tabulce č. 22.

Tabulka č. 22 Popisná statistika CTDI_{VOL}, DLP, délky skenu a DLP/1 cm výzkumného souboru č. 3

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
CTDI _{VOL}	15,58 mGy	15,59 mGy	15,59 mGy	15,50 mGy	15,59 mGy
DLP	303,88 mGy·cm	308,58 mGy·cm	nelze určit	133,71 mGy·cm	556,02 mGy·cm
DLP/1 cm	13,35 mGy·cm ⁻¹	13,65 mGy·cm ⁻¹	nelze určit	11,73 mGy·cm ⁻¹	14,59 mGy·cm ⁻¹
délka skenu	22,27 cm	22,10 cm	38,50 cm	11,40 cm	38,50 cm

Nový protokol pro CT bederní páteře (výzkumný soubor č. 4)

Z 31 respondentů je 17 mužů a 14 žen. Popisná statistika výzkumného souboru je přehledně uvedena v Tabulce č. 23.

Tabulka č. 23 Popisná statistika výzkumného souboru č. 4

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
věk	68,66 let	75 let	76 let	30 let	89 let
váha	79,74 kg	80 kg	80 kg	55 kg	110 kg
výška	1,73 m	1,75 m	1,75 m	1,60 m	1,90 m
BMI	26,83 kg·m ⁻²	27,68 kg·m ⁻²	29,39 kg·m ⁻²	17,92 kg·m ⁻²	38,97 kg·m ⁻²

Pro nový protokol na CT bederní páteře byla nastavena funkce Care Dose hodnoty proudu a elektrického množství se modulují, pitch je 0,8. Popisná statistika napětí rentgenky, CTDI_{VOL}, DLP, délky skenu a DLP/1 cm je přehledně uvedena v Tabulce č. 24.

Tabulka č. 24 Popisná statistika napětí rentgenky, CTDI_{VOL}, DLP, délky skenu a DLP/1 cm výzkumného souboru č. 4

Zkoumaná hodnota	průměr	medián	modus	minimum	maximum
CTDI _{VOL}	12,37 mGy	11,77 mGy	nelze určit	5,12 mGy	30,73 mGy
DLP	273,338 mGy·cm	256,68 mGy·cm	nelze určit	110,78 mGy·cm	765,76 mGy·cm
DLP/1 cm	10,87 mGy·cm ⁻¹	10,85 mGy·cm ⁻¹	nelze určit	4,62 mGy·cm ⁻¹	14,59 mGy·cm ⁻¹
délka skenu	25,06 cm	26,00 cm	26,00 cm	14,20 cm	45,30 cm
napětí rentgenky	107,74 kV	100 kV	100 kV	100 kV	140 kV

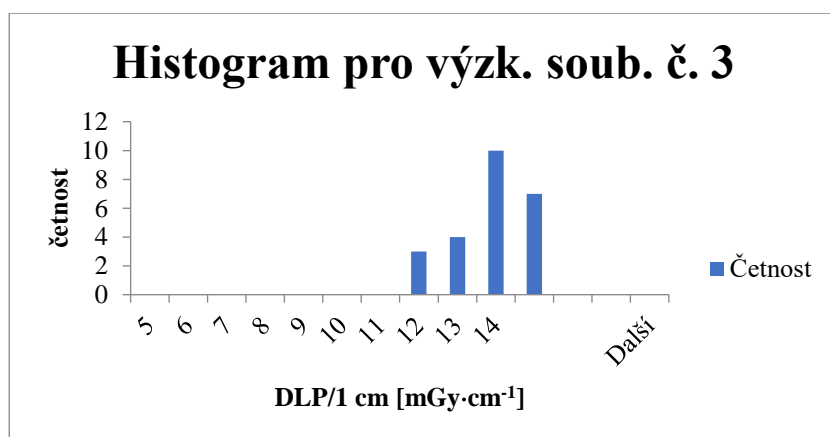
8.2 Ověření platnosti hypotéz

Výzkumná otázka č. 1 a hypotézy: Existuje statisticky významný rozdíl v radiační zátěži pacientů po změně CT protokolu pro vyšetření bederní páteře?

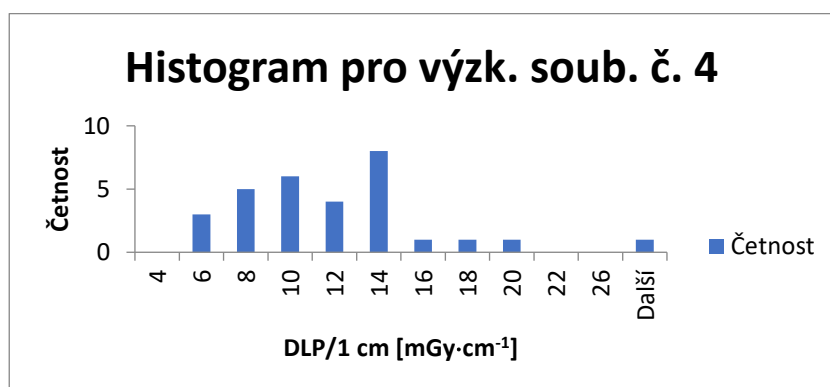
H_0 Existuje statisticky významné snížení DLP/1 cm u pacientů vyšetřovaných novým protokolem pro CT bederní páteře v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním protokolem pro CT bederní páteře.

H_1 Neexistuje statisticky významné snížení DLP/1 cm u pacientů vyšetřovaných novým protokolem pro CT bederní páteře v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním protokolem pro CT bederní páteře.

Pro statistické posouzení hypotézy jsem nejprve provedl ověření normality proměnných (DLP/ 1 cm) u výzkumných souborů č. 3 (viz Obrázek č. 2) a č. 4 (viz Obrázek č. 3). Z grafického znázornění je patrné, že data vykazují normální rozložení.



Obrázek č. 2 Histogram četností pro výzkumný soubor č. 3



Obrázek č. 3 Histogram četností pro výzkumný soubor č. 4

Následně jsem ověřil pomocí dvouvýběrového f-testu pro rozptyl rovnost rozptylů obou souborů na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Hladinu významnosti jsem porovnal s $P(T \leq t) = 3,6 \cdot 10^{-12}$, $P(T \leq t) < \alpha$, rozdíl mezi rozptyly je významný. Z těchto důvodů (významný rozdíl mezi rozptyly, normalita) jsem zvolil dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů (viz Tabulka č. 25).

Tabulka č. 25 Číselný výsledek dvouvýběrového t-testu s nerovností rozptylů pro hypotézu č. 1

	výzkumný soubor č. 4	výzkumný soubor č. 3
střední hodnota	10,87	13,35
rozptyl	21,87	0,77
t Stat	-2,84773	
t krit 2	2,03693	

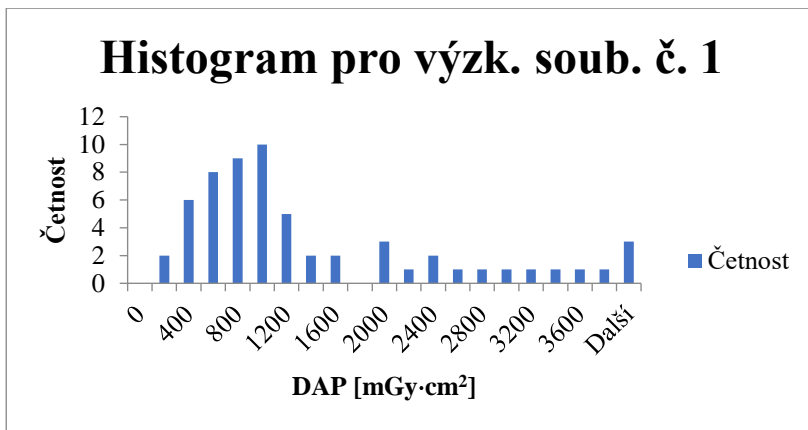
Z tabulky je patrné, že absolutní hodnota *t Stat* je větší než *t krit 2*, existuje tedy signifikantní rozdíl v průměrech sledovaných veličin. **Hypotéza 1H₀ je potvrzena** – Existuje statisticky významné snížení DLP/1 cm u pacientů vyšetřovaných novým protokolem pro CT bederní páteře v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním protokolem pro CT bederní páteře.

Výzkumná otázka č. 2 a hypotézy: Existuje statisticky významný rozdíl v radiační zátěži pacientů po změně skiagrafického AP protokolu pro vyšetření bederní páteře?

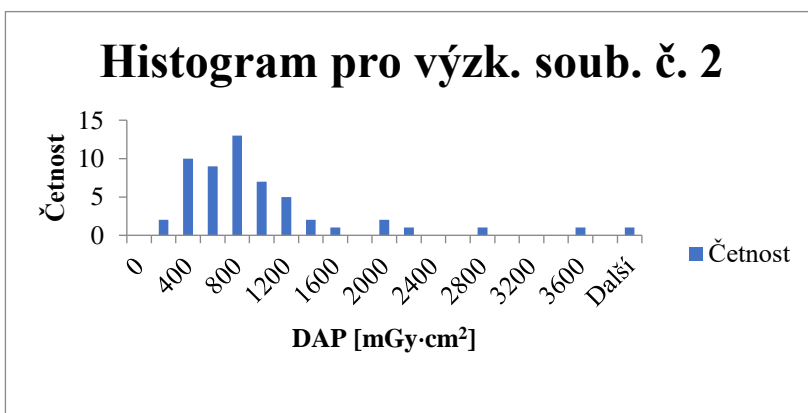
2H₀ Existuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř.

2H₁ Neexistuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř.

Pro statistické posouzení hypotézy jsem nejprve provedl ověření normality proměnných (DAP u AP vyšetření) u výzkumných souborů č. 1 (viz Obrázek č. 4) a č. 2 (viz Obrázek č. 5). Z grafického znázornění je patrné, že data vykazují normální rozložení.



Obrázek č. 4 Histogram četností DAP u AP vyšetření pro výzkumný soubor č. 1



Obrázek č. 5 Histogram četností DAP u AP vyšetření pro výzkumný soubor č. 2

Na základě dvouvýběrového f-testu pro rozptyl jsem ověřil rovnost rozptylů obou souborů na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Hladinu významnosti jsem porovnal s $P(T \leq t) = 0,11$, $P(T \leq t) > \alpha$, rozdíl mezi rozptyly není významný, normalita dat je ověřena, tudíž lze data testovat pomocí dvouvýběrového t-testu s rovností rozptylů (viz Tabulka č. 26).

Tabulka č. 26 Číselný výsledek dvouvýběrového t-testu s rovností rozptylů pro hypotézu č. 2

	výzkumný soubor č. 1	výzkumný soubor č. 2
střední hodnota	1304,46	934,59
rozptyl	1148097,88	826111,75
t Stat	1,98707	
t krit 2	1,98118	

Je zřejmé, že absolutní hodnota t Stat je větší než t krit 2, existuje tedy signifikantní rozdíl v průměrech sledovaných veličin. **Hypotéza 2H₀ je potvrzena** – Existuje statisticky významné

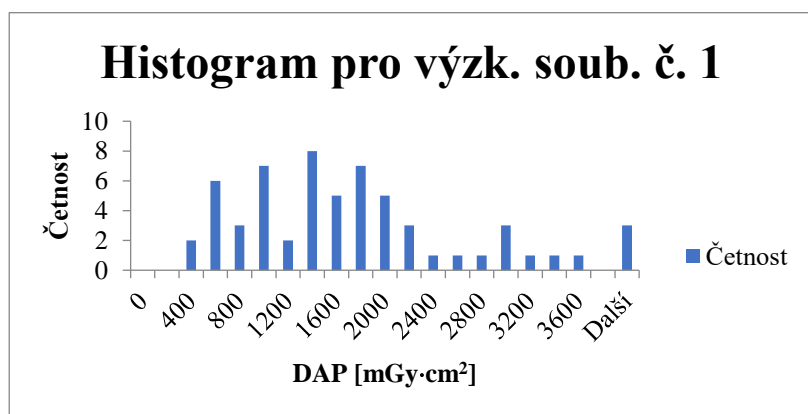
snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř.

Výzkumná otázka č. 3 a hypotézy: Existuje statisticky významný rozdíl v radiační zátěži pacientů po změně skiagrafického LAT protokolu pro vyšetření bederní páteře?

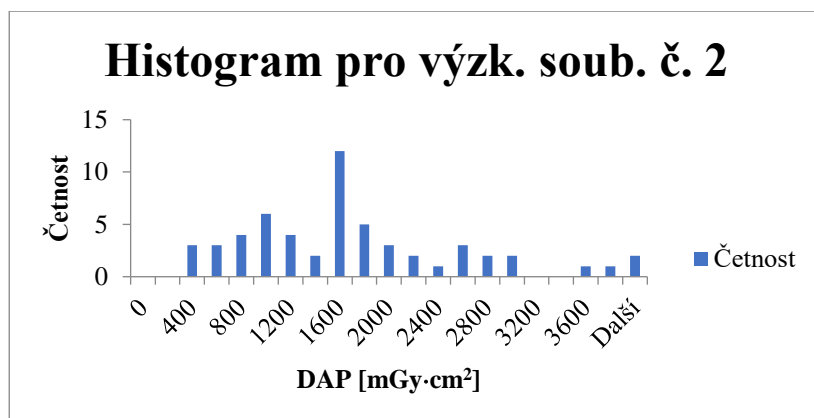
3H₀ Existuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř.

3H₁ Neexistuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř.

Prvním krokem bylo zjištění normality proměnných (DAP u LAT vyšetření) u výzkumných souborů č. 1 (viz Obrázek č. 6) a 2 (viz Obrázek č. 7) na bázi histogramu. Oba soubory vykazují normální rozložení.



Graf č. 6 Histogram četností DAP u LAT vyšetření pro výzkumný soubor č. 1



Obrázek č. 7 Histogram četností DAP u LAT vyšetření pro výzkumný soubor č. 2

Poté jsem ověřil pomocí dvouvýběrového f-testu pro rozptyl rovnost rozptylů obou souborů na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Hladinu významnosti jsem porovnal s $P(T \leq t) = 0,04658$, $P(T \leq t) < \alpha$, rozdíl mezi rozptyly je významný. Data vykazují normální rozložení, proto jsem je testoval pomocí dvouvýběrového t-testu s nerovností rozptylů (viz Tabulka č. 27).

Tabulka č. 27 Číselný výsledek dvouvýběrového t-testu s rovností rozptylů pro hypotézu č. 2

	výzkumný soubor č. 1	výzkumný soubor č. 2
střední hodnota	1711,11	1616,13
rozptyl	1391314,93	886382,59
t Stat	0,4808	
t krit 2	1,98157	

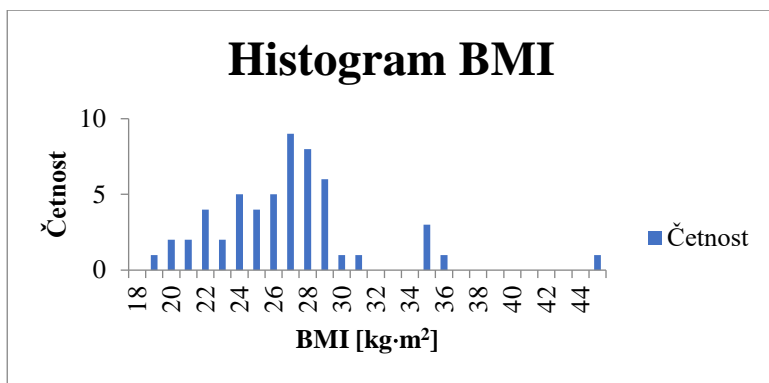
Závěrem lze konstatovat, že absolutní hodnota t Stat je menší než t krit 2, neexistuje tedy signifikantní rozdíl v průměrech sledovaných veličin. **Hypotéza 3H₀ je zamítnuta**, alternativní hypotéza 3H₁ je potvrzena – Neexistuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř. Snížení DAP u nového skiagrafického LAT protokolu pro bederní páteř tedy není statisticky významné.

Výzkumná otázka č. 4 a hypotézy: Ovlivňuje dávku pacienta jeho BMI při skiagrafickém vyšetření bederní páteře?

4H₀ Existuje statisticky významné zvýšení DAP u pacientů s vyšším BMI.

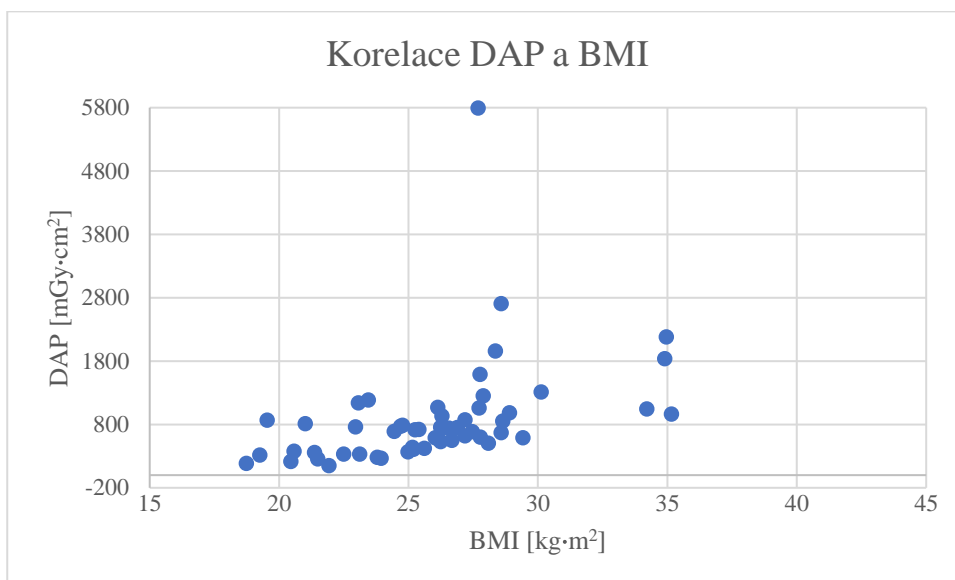
4H₁ Neexistuje statisticky významné zvýšení DAP u pacientů s vyšším BMI.

Hypotézu č. 4 jsem ověřoval na výzkumném souboru č. 2 v hodnotách BMI ze skiagrafických AP protokolů na bederní páteř. U pacientů je v NIS uvedena výška a váha, BMI jsem dopočítal pomocí vzorce, kdy hmotnost pacienta v kilogramech je dělena druhou mocninou výšky pacienta v metrech. Normalita proměnné DAP u AP vyšetření pro výzkumný soubor č. 2 již byla ověřena (viz Obrázek č. 5). Normalita proměnné BMI je pomocí histogramu znázorněna a ověřena (viz Obrázek č. 8).



Obrázek č. 8 Histogram četností BMI u výzkumného souboru č. 2

Jelikož proměnné vykazují normální rozložení, použil jsem parametrickou Pearsonovu korelaci, viz Tabulka č. 28 a grafické znázornění na Obrázku č. 9.



Obrázek č. 9 Korelace hodnot DAP a BMI

Tabulka č. 28 Pearsonův korelační koeficient

	BMI	DAP
BMI	1	
DAP	0,52856	1

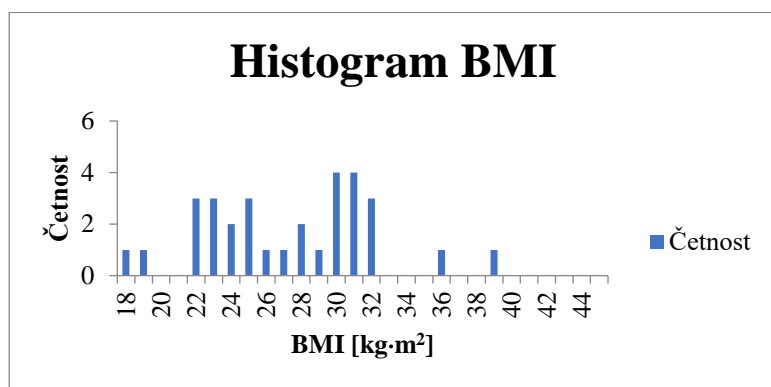
Pearsonův korelační koeficient nabývá hodnoty 0,52856, **Hypotéza 4H₀ je potvrzena** – Existuje statisticky významné zvýšení DAP u pacientů s vyšším BMI.

Výzkumná otázka č. 5 a hypotézy: Ovlivňuje dávku pacienta jeho BMI při CT vyšetření bederní páteře?

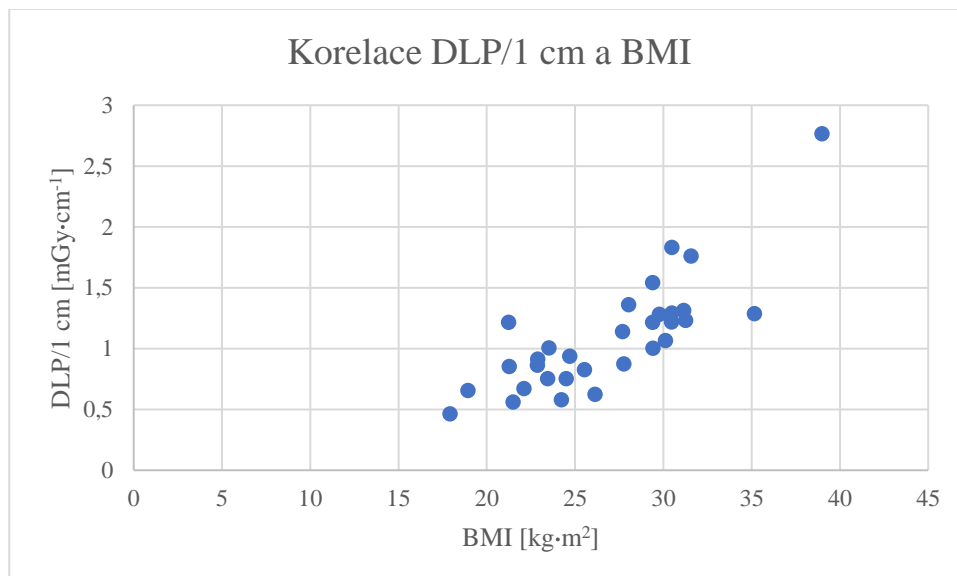
5H₀ Existuje statisticky významné zvýšení DLP/1 cm u pacientů s vyšším BMI.

5H₁ Neexistuje statisticky významné zvýšení DLP/1 cm u pacientů s vyšším BMI.

Hypotézu č. 5 jsem ověřoval na výzkumném souboru č. 4. Normalita proměnné DLP/1 cm již byla ověřena (viz Obrázek č. 3). Normalita proměnné BMI je pomocí histogramu znázorněna na Obrázku č. 10, kde je patrné, že proměnná nemá normální rozložení. Z toho důvodu byla pro korelaci zvolena neparametrická Spearmanova korelace viz Tabulka č. 29 a grafické znázornění na Obrázku č. 11.



Obrázek č. 10 Histogram četností BMI u výzkumného souboru č. 4



Obrázek č. 11 Korelace hodnot DLP/1 cm a BMI

Tabulka č. 29 Spearmanův korelační koeficient

	BMI	DLP/1 cm
BMI	1	
DLP/1 cm	0,79423	1

Spearmanův korelační koeficient nabývá hodnoty 0,79423, **Hypotéza 5H₀ je potvrzena** – Existuje statisticky významné zvýšení DLP/1 cm u pacientů s vyšším BMI.

9 Diskuze

Cílem této diplomové práce bylo zpracování tématu Optimalizace vyšetření bederní páteře metodami radiodiagnostiky. Nejprve jsem předložil teoretickou část rozčleněnou do několika kapitol podepřenou odbornými články, literaturou a platnou legislativou. K diskuzi vybízejí části zabývající se úlohou radiologického asistenta při skiagrafickém a CT vyšetření bederní páteře.

Jedním z hlavních faktorů v radiační zátěži pacientů při indikovaném vyšetření je i práce a zkušenost radiologického asistenta. Radiologický asistent ovlivňuje dávku pacientovi a kvalitu obrazu nastavováním expozičních parametrů, při skiagrafii zejména napětím – měl by zvolit u pacientů s nižší tělesnou váhou menší a u pacientů s vyšší tělesnou váhou větší hodnotu napětí rentgenky. Dále je důležité clonění na oblast zájmu. Avšak při přílišném clonění nemusí být zachycena celá oblast zájmu, zejména u neklidných pacientů, kteří se mohou pohnout, nebo u objemných pacientů, kdy nemusí být správně odhadnuta poloha páteře. V takových případech je žádoucí snímek opakovat a zvyšuje se dávka pacientovi. Optimální clonění závisí na zkušenostech radiologického asistenta. Dále je samozřejmě nezbytné použít vhodný protokol, Bucky clonu, optimální vzdálenost ohnisko-detektor, správné polohování pacienta, popř. krytí gonád, vše dle místních radiologických standardů, podle kterých se radiologický asistent řídí. V případě špatné indikace na žádance by měla proběhnout konzultace s lékařem-radiologem.

Dávku na CT může ovlivnit radiologický asistent volbou vyšetřovacího protokolu, v případě protokolů s funkcí Care Dose nelze ovlivnit skenovací parametry, u protokolů bez automatické modulace proudu je vhodné stejně jako u skiografie měnit napětí rentgenky aj. podle tělesných proporcí pacienta. Důležitou úlohou radiologického asistenta je umístění vyšetřovaného objemu do izocentra, článek *Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography – State of the Art* uvádí odchylka dávky – 23 % až + 38 % na antropomorfní fantom při posunu stolu o +/- 6 cm nahoru a dolů [Zinsser, 2018]. Zásadní je i volba rozsahu topogramu určujícího délku skenu. Při nesprávné volbě rozsahu vyšetření se zvyšuje dávka pacientovi (i při krátkém rozsahu nebo při vyšetření špatné oblasti – vyšetření se musí opakovat). Radiologický asistent se u vyšetřování na CT také musí řídit místními radiologickými standardy.

S dávkou pacientovi je spjata i správná funkce přístrojové techniky ověřovaná při přejímací zkoušce, zkouškách dlouhodobé stability a zkouškách provozní stálosti v daných periodách. Při nesprávné funkci (např. expoziční automatiky, nebo laserů na CT) existuje riziko vyšší dávky pacientovi.

Dále jsem předložil praktickou část diplomové práce. Úkolem bylo splnit předem dané cíle, s nimiž souvisely výzkumné otázky a hypotézy. Tomu předcházela sběr dat rozdělený na dvě období (listopad a prosinec 2022 a únor a březen 2023), v lednu 2023 byla provedena revize stávajících protokolů a měření, na jehož základě a na základě odborných poznatků byla provedena optimalizace protokolů.

Po revizi původního protokolu pro bederní páteř na skiografii jsem zjistil, že napětí rentgenky pro AP i LAT projekci je v nižších hodnotách doporučeného rozsahu dle NRS, a hodnoty DAP v NDRÚ jsou vyšší než průměrná hodnota DAP AP a LAT projekcí u souboru pacientů z listopadu a prosince 2022. Měření DAP při rostoucím napětí jsem ověřil, že je zde vztah nepřímé úměrnosti.

Súkupová, 2017, rozebírá v článku problematiku změny napětí a dávky pacientovi. U skiografických přístrojů s AEC platí, že automatika ukončí expozici hned po dopadnutí dostatečné energie záření. Pokud nastavím hodnotu napětí o 15 % vyšší, elektrické množství se přibližně o 50 % zmenší. Na detektoru bude stejná hodnota fluence, ale dávka pacientovi se zmenší, protože větší množství jím proletí než se pohltí, ztrácí se však kontrast [Súkupová, 2017].

Protokol jsem se rozhodl změnit i přes to, že průměr DAP byl nižší u výzkumného souboru č. 1 než NDRÚ, opírám se o princip optimalizace, kde je cílem snížení dávky pacientovi na tak nízkou hodnotu, jak je rozumně dosažitelné. Pro nový protokol jsem na základě všech informací zvolil hodnotu napětí o 10 kV vyšší pro AP i LAT projekci. Zvětšení hodnot na horní hranici doporučeného rozsahu dle NRS by již nemělo takový účinek na dávku pacientovi, spíše pak na ztrátu kontrastu, jak jsem při měření ověřil – při vyšších hodnotách napětí rentgenky se při jeho změně mění DAP jen nepatrně (viz Graf č. 1). Dále jsem v novém protokolu změnil ohnisko na malé, jak uvádí Súkupová, 2014, čím menší je ohnisko, tím menší je geometrická neostrost a tím lepší je prostorové rozlišení [Súkupová, 2014]. Kvalita snímků byla ověřena na fantomech.

Současně jsem revidoval protokol pro nativní CT vyšetření bederní páteře. Zjistil jsem, že nastavení protokolu přímo odpovídá hodnotám v NRS a hodnoty DLP a CTDI_{vol} v NDRÚ jsou vyšší než průměrné hodnoty u souboru pacientů z listopadu a prosince 2022. DLP v tomto případě nehrálo takovou roli, protože ve výzkumném souboru byli i pacienti s vyšetřením jen části (jeden nebo několik segmentů) bederní páteře. V případě porovnávání dávek u pacientů je vhodné vydělit hodnotu DLP délkou skenu. Měření probíhalo nejprve podle protokolu v PZ kvůli srovnání stability přístroje, pak s původním protokolem (120 kV), s napětím 100 kV a se zapnutou funkcí automatické modulace proudu. Jiné parametry nebyly zkoušeny z důvodu zachování zvyklostí popisujících lékařů na pracovišti (pitch,...), více hodnot napětí nebylo měřeno, na CT je nepřetržitý provoz, měření je časově

velmi náročné a částečné nebo úplné přerušení provozu na delší dobu nebylo možné (jsou zde vyšetřováni pacienti z oddělení anesteziologie a resuscitace nebo z oddělení urgentního příjmu). Měření s napětím 100 kV proběhlo z důvodů ověření, že dávka se se snižujícím napětím chová právě naopak jako u skiografie – klesá, jak uvádí Gervaise, 2013 nebo Zinsser, 2018 [Gervaise, 2013; Zinsser, 2018].

Při měření na PMMA fantomu bylo změřeno, že $CTDI_{VOL}$ s přihlédnutím na všechny korekční faktory a pitch faktor, je při 100 kV 17,62 mGy a při 120 kV 16,75 mGy (pozn. ostatní parametry při jednotlivých měřeních nezměněny). Výpočetní tomografie zobrazila u 100 kV hodnotu 14,87 mGy a u 120 kV hodnotu 15,50 mGy. Skenování PMMA fantomu probíhalo u všech protokolů za stejných podmínek. Přístroj však ukazuje hodnoty napětí shodující se s odbornou literaturou.

Bebbington, 2021, se ve svém článku zabývá funkcí automatické modulace proudu, bylo zde provedeno měření na CT na čtyřech fantomech reprezentující lidský hrudník. Skenování probíhalo na všech fantomech s funkcí Care Dose s fixním napětím a automatickou modulací proudu. Měření $CTDI_{VOL}$ a DLP proběhlo při hodnotách 80 kV, 100 kV, 120 kV a 140 kV. $CTDI_{VOL}$ mělo u všech fantomů podobné chování – při 80 kV vyšší, nižší při 100 kV a 120 kV a znovu vyšší u 140 kV, ve třech případech bylo nejnižší na hodnotě 100 kV a v jednom případě na hodnotě 120 kV. Mimo jiné zde uvádí fakt, že funkce Care Dose je jedna z možností, jak redukovat dávku na pacienta [Bebbington, 2021]. V případě přístroje výpočetní tomografie ve Fakultní nemocnici Bulovka nelze vybrat fixní hodnotu napětí při zapnuté funkci Care Dose, hodnotu si volí přístroj dle topogramu, takové měření tedy nemohlo být na našem pracovišti provedeno. Z popisné statistiky výzkumného souboru č. 4 je ale patrné, že přístroj při zapnuté funkci Care Dose si nejčastěji volí hodnotu 100 kV (modus 100 kV, medián 100 kV, min. hodnota 100 kV, max. hodnota 140 kV; pozn. přístroj volí z celých hodnot napětí po 20 kV podle denzit oblastí z topogramu). Tato hodnota vyšla jako ideální ve výše uvedeném článku.

Stejně jako u předchozí modality jsem se rozhodl změnit protokol i přes to, že průměr DLP a $CTDI_{VOL}$ byl nižší u výzkumného souboru č. 3 než NDRÚ, opírám se o princip optimalizace. V novém protokolu jsem na základě informací z odborných článků a odborné literatury zapnul funkci Care Dose. Fixní napětí nelze u přístroje zvolit. Pitch faktor byl zachován na hodnotě 0,8, při automatické modulaci proudu změna pitch faktoru nemá zásadní vliv na změnu dávky [Súkupová, 2016].

K porovnávání průměrného DAP, DLP a $CTDI_{VOL}$ u výzkumných souborů s NDRÚ je nutné dodat, že ve výzkumných souborech jsou zahrnuti všichni pacienti bez ohledu na váhu nebo výšku,

zatímco NDRÚ jsou koncipovány na pacienty s průměrnou hmotností $70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$ a s hmotností jednotlivých pacientů 50-90 kg.

Splnění cílů práce bylo ověřeno statistickým zpracováním dat a následným potvrzením či zamítnutím hypotéz. Výsledky první hypotézy potvrdily, že existuje statisticky významné snížení DLP/1 cm u pacientů vyšetřovaných novým protokolem pro CT bederní páteře v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním protokolem pro CT bederní páteře. Veličinu DLP/1 cm jsem zavedl pro možnost porovnávání dávek všech pacientů nezávisle na délce skenu. Nový protokol se zapnutou funkcí automatické modulace proudu přinesl významné snížení dávky pacientovi. Důvodem může být automatická modulace proudu podle tělesných proporcí pacienta a hustoty tkáně v řezu a automatická volba hodnoty napětí podle topogramu.

Výsledky druhé hypotézy ukázaly, že existuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým AP protokolem pro bederní páteř. Důvody jsou patrné z měření klesající hodnoty DAP při rostoucím napětí. Hodnota napětí pro nový protokol a velikost ohniska byly tedy vhodně zvolena – snížila se dávka pacientům za současného zachování kvality snímku (ověřeno na fantomech sken CAT phantom sken CT to ED phantom).

Třetí hypotéza byla zamítnuta, platí, že neexistuje statisticky významné snížení DAP u pacientů vyšetřovaných novým skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř v porovnání s pacienty vyšetřovanými původním skiagrafickým LAT protokolem pro bederní páteř. U LAT protokolu jsou vyšší hodnoty napětí, zvýšení napětí již nevede k takovému účinku na dávku jako při nižších hodnotách u AP protokolu, jak bylo prokázáno měřením (viz Obrázek č. 1). Přesto se průměrná dávka u nového LAT protokolu snížila – $1616,13 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2$ oproti původnímu průměru $1711,11 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$.

Dílčí cíl práce byl zjistit, zda dávka pacientovi souvisí s jeho BMI na CT a skiagrafii bederní páteře. Čtvrtá hypotéza byla potvrzena na základě Pearsonovy korelace a platí, že existuje statisticky významné zvýšení DAP u pacientů s vyšším BMI. U silnějších pacientů si AEC volí delší expoziční čas, což způsobuje větší dávku pacientovi. DAP souvisí zejména s tím, že u silnějších pacientů radiologický asistent používá větší pole z důvodu horší anatomické orientace. Dalším důvodem může být špatná centrace.

Pátá hypotéza byla potvrzena na základě Spearmanovy korelace, existuje tedy statisticky významné zvýšení DLP/1 cm u pacientů s vyšším BMI. Důvody jsou stejné jako u předchozí

hypotézy. U CT vyšel korelační koeficient vyšší, než u skiografie, lze tedy říci, že u vztah dávky a BMI pacienta je na výpočetní tomografii významnější než u klasické skiografie.

Práce má samozřejmě řadu limitů. Výzkumné soubory jsou složeny z pacientů pouze z Fakultní nemocnice Bulovka a zahrnují malý počet respondentů, výsledky tedy nelze zevšeobecnit. Při měření na CT bylo velkým limitem, že nebyl k dispozici antropomorfní fantom, měření by bylo pravděpodobně přesnější. Limitující při měření byl i nepřetržitý provoz na CT, a tím pádem měření dávky zredukováno na dvě hodnoty napětí. Původně jsem chtěl v práci ještě porovnávat dávku při skiografii bederní páteře vleže a vstoje, z důvodu malého počtu vyšetření provedených vstoje tato statistika nebyla možná provést. Dále bych rád uvedl, že efektivní dávky pacientovi měly být pro statistické zpracování vypočítány pomocí speciálního softwaru Radiation Dose Monitor, který ale nebyl včas uveden do provozu.

10 Závěr

Diplomová práce pojednávala o optimalizaci vyšetření bederní páteře metodami radiodiagnostiky. V teoretické části jsem čtenářům přiblížil anatomii axiálního systému a stručně i nervového systému, zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu, zejména pak skiografii a výpočetní tomografii, okrajově magnetickou rezonanci, věnoval jsem se i úloze radiologického asistenta u těchto modalit. Zpracoval jsem kapitoly o postupech pro stanovení dávek pacientů podle radiologických standardů, o parametrech ovlivňujících dávku pacienta a principech a cílech radiační ochrany. V poslední kapitole jsem se zabýval indikacemi k vyšetření páteře a páteřního kanálu zobrazovacími metodami.

V praktické části jsem na bázi měření na fantomech a odborných poznatků optimalizoval protokoly na skiografii a výpočetní tomografii pro zobrazení bederní páteře, formou kvantitativního výzkumu na základě retrospektivní analýzy dat získaných z nemocničního informačního systému Fakultní nemocnice Bulovka, PACSu a softwaru TomoCon jsem pak testoval, zda je nějaké snížení dávek pacientovi a zda je statisticky významné a dále zda dávka, kterou při skiografii a výpočetní tomografii bederní páteře obdrží, závisí na BMI pacienta. Optimalizace protokolů proběhla na skiografii formou změny napětí rentgenky a změny velikosti ohniska na malé, na CT zapnutím a důsledným používáním funkce automatické modulace proudu. Porovnávány byly skupiny pacientů vyšetřených původními protokoly v listopadu a prosinci 2022 (skiografie $n = 60$, průměrné DAP u AP = 1304,46 mGy·cm², u LAT = 1711,11 mGy·cm²; CT $n = 25$; průměrné DLP/1 cm = 13,35 mGy·cm⁻¹) a novými optimalizovanými protokoly v únoru a březnu 2023 (skiografie $n = 55$, průměrné DAP u AP = 934,59 mGy·cm², u LAT = 1616,13 mGy·cm²; CT $n = 31$; průměrné DLP/1 cm = 10,87 mGy·cm⁻¹). Data pro testování vlivu BMI na dávku pacientovi byly použity z nových protokolů (průměrné BMI pac. u skiografie = 26,29 kg·m⁻²; CT = 26,83 kg·m⁻²). Bylo stanoveno 5 hypotéz, které jsem statistickým zpracováním dat ověřoval.

Z hypotéz vyplynulo, že snížení dávek je u CT protokolu a u AP skiografického protokolu statisticky významné, u LAT protokolu snížení dávek statisticky významné není. V rámci souvislosti BMI a dávky pacientovi jsem zjistil, že korelace je statisticky významná, zejména pak u CT (Pearsonův korelační koeficient u skiografie = 0,52856; Spearmanův korelační koeficient u CT = 0,79423). Hypotézy č. 1, 2, 4 a 5 byly tím pádem potvrzeny, hypotéza č. 3 byla zamítnuta. Diagnostická výtěžnost snímků byla zachována (ověřeno pomocí fantomů). Závěrem lze říci, že cíle práce byly splněny.

Práce může být vnímána jako návod k optimalizaci vyšetření zobrazovacími metodami využívajícími rentgenové záření. Praktické využití bude mít ve Fakultní nemocnici Bulovka, kde se na tomto principu budou revidovat a optimalizovat všechny vyšetřovací protokoly na skiografii a CT, ale věřím, že stejně tak i na jiných pracovištích.

11 Seznam použité literatury

ADAMS, Michael A., Polly LAMA, Uruj ZEHRA a Patricia DOLAN. Why do some intervertebral discs degenerate, when others (in the same spine) do not?. *Clinical Anatomy* [online]. 2015, 28(2), 195-204 [cit. 2022-10-27]. ISSN 08973806. Dostupné z: doi:10.1002/ca.22404

AMBLER, Zdeněk. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 7. vyd. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-707-3.

BEBBINGTON, Natalie A., Troels JØRGENSEN, Erik DUPONT a Mille A. MICHEELSEN. Validation of CARE kV automated tube voltage selection for PET-CT: PET quantification and CT radiation dose reduction in phantoms. *EJNMMI Physics* [online]. 2021, 8(1) [cit. 2023-04-27]. ISSN 2197-7364. Dostupné z: doi:10.1186/s40658-021-00373-8

BORIKOVÁ, J., J. GALLO a M. NAKLÁDALOVÁ. Degenerativní onemocnění bederní páteře, hlavní diagnostické jednotky. *Pracovní lékařství*. Praha: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, 1949, 2015(2), 1-8. ISSN 0032-6291.

BURGETOVÁ, A., DUŠEK, P., MAŠEK, M., VANĚČKOVÁ, M., SEIDL, Z. *Může poskontrastní MR přinést nové informace při diagnostice herniace disku?* Česká radiologie [online]. 2011, [cit. 2022-10-28]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=315>

BURTON, Matthew R., Thomas J. DOWLING, Fassil B. MESFIN. *Isthmic Spondylolithesis* [online]. 2022, [cit. 2022-10-23]. Bookshelf ID: NBK441846, PMID: 28722876, Dostupné z: <https://thejns.org/spine/view/journals/j-neurosurg-spine/36/2/article-p177.xml>.

ČERNOCH, Zdeněk, Pavel ELIÁŠ, Antonín KRAJINA, Jan RYŠKA, Miroslav ŠERCL a Jan ŽIŽKA. *Neuroradiologie*. Ilustroval Josef BAVOR. Hradec Králové: NUCLEUS HK, 2000. ISBN 80-901753-9-2.

ČIHÁK, Radomír, Rastislav DRUGA a Miloš GRIM. *Anatomie 3. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 9788024711324.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2.*, upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED, ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2001. ISBN 8071699705.

DIN, Rahman Ud, Xiaoguang CHENG a Haisheng YANG. Diagnostic Role of Magnetic Resonance Imaging in Low Back Pain Caused by Vertebral Endplate Degeneration. *Journal of Magnetic*

Resonance Imaging [online]. 2022, 55(3), 755-771 [cit. 2022-10-29]. ISSN 1053-1807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.27858

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024732404.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-608-3.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.

GALLO, Jiří. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.

GERVAISE, A., P. TEIXEIRA, N. VILLANI, S. LECOCQ, M. LOUIS a A. BLUM. CT dose optimisation and reduction in osteoarticular disease. *Diagnostic and Interventional Imaging* [online]. 2013, 94(4), 371-388 [cit. 2023-04-27]. ISSN 22115684. Dostupné z: doi:10.1016/j.diii.2012.05.017

HART, Radek. *Degenerativní onemocnění páteře*. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-067-7.

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

HYUN, Woo G.. *CT Radiation Dose Optimization and Estimation: an Update for Radiologists*. *Korean Journal of Radiology* [online]. 2012, 13(1),1-11 [cit. 2023-03-04]. ISSN 1229-6929. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.3348/kjr.2012.13.1.1>

JENSEN, Maureen C., Michael N. BRANT-ZAWADZKI, Nancy OBUCHOWSKI, Michael T. MODIC, Dennis MALKASIAN a Jeffrey S. ROSS. Magnetic Resonance Imaging of the Lumbar Spine in People without Back Pain. *New England Journal of Medicine* [online]. 1994, 331(2), 69-73 [cit. 2022-10-29]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJM199407143310201

KASÍK, Jiří, Zdeněk KLÉZL, Jaroslav PLAS a Zdeněk RYCHLÝ. *Vertebrogenní kořenové syndromy: diagnostika a léčba*. Praha: Grada Publishing, 2002. ISBN 80-247-0142-1.

KOČIŠ, J., WENDSCHE, P., KELBL, M., ČIŽMÁŘ, I., JANŮ, I., & HRADILOVÁ SVÍŽENSKÁ, I. (2012). *Poranění páteře*. Galén. ISBN 978-80-7262-966-4. Dostupné z: <https://static.artforum.sk/media/products-files/28/b3/129428-DB70495.pdf>

KOCH, Vitali, Ibrahim YEL, Leon D. GRÜNEWALD, et al. Assessment of thoracic disk herniation by using virtual noncalcium dual-energy CT in comparison with standard grayscale CT. *European*

Radiology [online]. 2021, 31(12), 9221-9231 [cit. 2022-10-29]. ISSN 0938-7994. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-021-07989-5

LAGERBÄCK, Tobias, Peter FRITZELL, Olle HÄGG, et al. Effectiveness of surgery for sciatica with disc herniation is not substantially affected by differences in surgical incidences among three countries: results from the Danish, Swedish and Norwegian spine registries. *European Spine Journal* [online]. 2019, 28(11), 2562-2571 [cit. 2022-10-29]. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-018-5768-9

LEONE, Antonio, Alessandro CIANFONI, Alfonso CERASE, Nicola MAGARELLI a Lorenzo BONOMO. Lumbar spondylolysis: a review. *Skeletal Radiology* [online]. 2011, 40(6), 683-700 [cit. 2022-10-26]. ISSN 0364-2348. Dostupné z: doi:10.1007/s00256-010-0942-0

MAČÁK, Jirka, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.

MALÍKOVÁ, Hana. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019. ISBN 978-80-246-4036-5.

MÁRQUEZ SÁNCHEZ, P. Espondilodiscitis. *Radiología* [online]. 2016, 58, 50-59 [cit. 2022-11-02]. ISSN 00338338. Dostupné z: doi:10.1016/j.rx.2015.12.005

NAVRÁTIL, Leoš. *Vnitřní lékařství pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2319-8.

NEKULA, Josef. *Zobrazovací metody páteře a páteřního kanálu*. Hradec Králové: Nucleus HK, 2005. ISBN 80-86225-71-2.

NOTOHAMIPRODJO, S., R. STAHL, M. BRAUNAGEL, P. M. KAZMIERCZAK, K. M. THIERFELDER, K. M. TREITL, S. WIRTH a M. NOTOHAMIPRODJO. Diagnostic accuracy of contemporary multidetector computed tomography (MDCT) for the detection of lumbar disc herniation. *European Radiology* [online]. 2017, 27(8), 3443-3451 [cit. 2022-10-27]. ISSN 0938-7994. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-016-4686-7

PATEL, Dhruv M., Brent D. WEINBERG a Michael J. HOCH. CT Myelography: Clinical Indications and Imaging Findings. *RadioGraphics* [online]. 2020, 40(2), 470-484 [cit. 2022-11-28]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.2020190135

Principy radiační ochrany. *Státní ústav radiační ochrany, v. v. i.* [online]. Praha, 2023 [cit. 2023-02-25]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>

RAJ, P. Prithvi. Intervertebral Disc: Anatomy-Physiology-Pathophysiology-Treatment. *Pain Practice* [online]. 2008, 8(1), 18-44 [cit. 2022-09-24]. ISSN 1530-7085. Dostupné z: doi:10.1111/j.1533-2500.2007.00171.x

REINHOLD, Maximilian, Laurent AUDIGÉ, Klaus John SCHNAKE, Carlo BELLABARBA, Li-Yang DAI a F. Cumhur ONER. AO spine injury classification system: a revision proposal for the thoracic and lumbar spine. *European Spine Journal* [online]. 2013, 22(10), 2184-2201 [cit. 2022-10-13]. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-013-2738-0

REITEROVÁ, Eva. *Statistika pro nelékařské zdravotnické obory* [online]. Křížkovského 8, 771 47 Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2016 [cit. 2023-04-23]. ISBN 978-80-244-5082-7. Dostupné z: doi:10.5507/fzv.16.24450827

REPKO, M., KRBEČ, M., ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, A., CHALOUPKA, R., NEUBAUER, J. *Zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit páteře*. Česká radiologie [online]. 2007, [cit. 2022-11-12]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=82>

ROBERTS, Sally, Helena EVANS, Jayesh TRIVEDI a Janis MENAGE. Histology and Pathology of the Human Intervertebral Disc. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 2006, 88(suppl_2), 10-14 [cit. 2022-09-29]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.F.00019

SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2733-2.

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

SCHNAKE, Klaus J., Gregory D. SCHROEDER, Alexander R. VACCARO a Cumhur ONER. AOSpine Classification Systems (Subaxial, Thoracolumbar). *Journal of Orthopaedic Trauma* [online]. 2017, 31(4), S14-S23 [cit. 2022-10-13]. ISSN 0890-5339. Dostupné z: doi:10.1097/BOT.0000000000000947

SÚKUPOVÁ, Lucie. Jakým způsobem ovlivňuje napětí rtg svazku dávku pacientovi?. *Lucie Sůkupová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat... Přejít k obsahu webu* [online]. 2017 [cit. 2023-03-03]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/jakym-zpusobem-ovlivnuje-napeti-rtg-svazku-davku-pacientovi/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Parametry CT skenování. *Lucie Sůkupová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat... Přejít k obsahu webu* [online]. 2016 [cit. 2023-02-25]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/parametry-ct-skenovani-1/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Princip fungování expoziční automatiky a její využití. *Lucie Súpupová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat... Přejít k obsahu webu* [online]. 2018b [cit. 2023-04-16]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/princip-fungovani-expozicni-automatiky-a-jeji-vyuziti/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Produkce rentgenového záření – velikost ohniska. *Lucie Súpupová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat... Přejít k obsahu webu* [online]. 2014 [cit. 2023-03-03]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/produkce-rentgenoveho-zareni-velikost-ohniska/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

Věstník č. 2/2016. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016, ročník 2016, číslo 2. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>

Věstník č. 3/2019, Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2019, ročník 2019, číslo 3. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/17047/37091/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%203-2019.pdf>

Věstník č. 6/2015, Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2015, ročník 2015, číslo 6. Dostupné také z https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Vestniky-MZ/zdravotnictvi_06-15.pdf

VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

WEINSTEIN, James N., Jon D. LURIE, Tor D. TOSTESON, et al. Surgical versus Nonsurgical Treatment for Lumbar Degenerative Spondylolisthesis. *New England Journal of Medicine* [online]. 2007, 356(22), 2257-2270 [cit. 2022-10-20]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJMoa070302

ZINSSER, Dominik, Roy MARCUS, Ahmed OTHMAN, Fabian BAMBERG, Konstantin NIKOLAOU, Thomas FLOHR a Mike NOTOHAMIPRODJO. Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography – State of the Art. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* [online]. 2018, **190**(06), 531-541 [cit. 2023-04-03]. ISSN 1438-9029. Dostupné z: doi:10.1055/s-0044-101261

12 Seznam použitých zkratek

AEC	automatic exposure control, expoziční automatika
AP	anterior-posterior, předozadní (projekce)
BMI	body mass index
CNS	centrální nervová soustava
CR	computed radiography
CT	výpočetní tomografie
DICOM	digital imaging and communications in medicine
DR	direct radiography
FNB	Fakultní nemocnice Bulovka
FOV	field of view
HU	CT čísla
IK	ionizační komora
KL	kontrastní látka
L	bederní obratel
LAT	laterální, boční (projekce)
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
MPR	multiplanární rekonstrukce
MR	magnetická rezonance
MRS	místní radiologické standardy
MZ	Ministerstvo zdravotnictví
NDRÚ	národní diagnostické referenční úrovně
NIS	nemocniční informační systém
NRS	národní radiologické standardy
OK	vzdálenost ohlisko-detektor
PACS	picture archiving and communication system
PNS	periferní nervová soustava
RTG	rentgen
S	křížový obratel
VRT	volume rendering technique

13 Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Densita některých tkání

Tabulka č. 2 Národní diagnostické referenční úrovně pro skiografii bederní páteře

Tabulka č. 3 Národní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii páteře

Tabulka č. 4 Příklady hodnot radiačních váhových faktorů

Tabulka č. 5 Příklady hodnot tkáňových váhových faktorů

Tabulka č. 6 Výsledky měření na skiagrafickém přístroji

Tabulka č. 7 Parametry původních protokolů pro skiografii bederní páteře

Tabulka č. 8 Porovnání hodnot DAP u výzkum. soub. č. 1 s NDRÚ

Tabulka 9 Parametry nového protokolu pro skiografii bederní páteře

Tabulka č. 10 Výsledky měření CT protokolu uvedeného v PZ na fantom

Tabulka č. 11 Výsledky měření původního CT protokolu

Tabulka č. 12 Výsledky měření zkušebního CT protokolu č. 1

Tabulka č. 13 Výsledky měření zkušebního protokolu č. 2

Tabulka č. 14 Porovnání hodnot $CTDI_{VOL}$ a P_{KL} (DLP) u výzkum. soub. č. 3 s NDRÚ

Tabulka č. 15 Popisná statistika výzkumného souboru č. 1

Tabulka č. 16 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro AP protokol výzkumného souboru č. 1

Tabulka č. 17 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro LAT protokol výzkumného souboru č. 1

Tabulka č. 18 Popisná statistika výzkumného souboru č. 2

Tabulka č. 19 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro AP protokol výzkumného souboru č. 2

Tabulka č. 20 Popisná statistika fyzikálních parametrů rentgenky a DAP pro LAT protokol výzkumného souboru č. 2

Tabulka č. 21 Popisná statistika výzkumného souboru č. 3

Tabulka č. 22 Popisná statistika $CTDI_{VOL}$, DLP, délky skenu a DLP/1 cm výzkumného souboru č. 3

Tabulka č. 23 Popisná statistika výzkumného souboru č. 4

Tabulka č. 24 Popisná statistika napětí rentgenky, $CTDI_{VOL}$, DLP, délky skenu a DLP/1 cm výzkumného souboru č. 4

Tabulka č. 25 Číselný výsledek dvouvýběrového t-testu s nerovností rozptylů pro hypotézu č. 1

Tabulka č. 26 Číselný výsledek dvouvýběrového t-testu s rovností rozptylů pro hypotézu č. 2

Tabulka č. 27 Číselný výsledek dvouvýběrového t-testu s rovností rozptylů pro hypotézu č. 2

Tabulka č. 28 Pearsonův korelační koeficient

Tabulka č. 29 Spearmanův korelační koeficient

14 Seznam použitých obrázků

Obrázek č. 1 Vztah napětí a DAP

Obrázek č. 2 Histogram četností pro výzkumný soubor č. 3

Obrázek č. 3 Histogram četností pro výzkumný soubor č. 4

Obrázek č. 4 Histogram četností DAP u AP vyšetření pro výzkumný soubor č. 1

Obrázek č. 5 Histogram četností DAP u AP vyšetření pro výzkumný soubor č. 2

Obrázek č. 6 Histogram četností DAP u LAT vyšetření pro výzkumný soubor č. 1

Obrázek č. 7 Histogram četností DAP u LAT vyšetření pro výzkumný soubor č. 2

Obrázek č. 8 Histogram četností BMI u výzkumného souboru č. 2

Obrázek č. 9 Korelace hodnot DAP a BMI

Obrázek č. 10 Histogram četností BMI u výzkumného souboru č. 4

Obrázek č. 11 Korelace hodnot DLP/1 cm a BMI

15 Seznam příloh

Příloha č. 1 Souhlasné stanovisko etické komise

16 Přílohy

Příloha č. 1 Souhlasné stanovisko etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

UPOL - 3534/FZV-2023

Vážený pan
Bc. Jiří Ruda

2023-01-04

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane bakaláři,

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 „**Optimalizace vyšetření bederní páteře metodami radiodiagnostiky**“, jehož jste hlavním řešitelem, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková
předsdkyně
Etické komise FZV UP