

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií

Místní diagnostické referenční úrovně v Nemocnicích Pardubického kraje, a. s.

Nikola Petříková

Bakalářská práce

2019

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2017/2018

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Nikola Petříková**  
Osobní číslo: **Z16126**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **Místní diagnostické referenční úrovně v Nemocnicích  
Pardubického kraje, a. s.**  
Zadávající katedra: **Katedra klinických oborů**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

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

Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

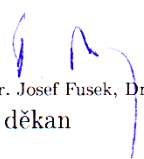
Seznam odborné literatury:

1. ČESKO. Vyhláška č.422/2016 Sb. ze dne 23. prosince 2016 o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. In: Sběrka zákonů České republiky. 2016, částka 172, s. 6618-6903. Dostupné také z: <https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/vyhlasaky/sb0172-2016.pdf>. ISSN 1211-1244.
2. HUŠÁK, Václav. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
3. SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
4. SÚKUPOVÁ, Lucie. Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
5. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

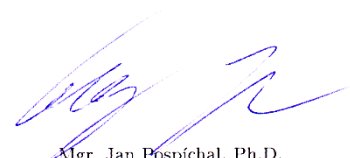
Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Petr Pech**  
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2017**

Termín odevzdání bakalářské práce: **2. května 2019**

  
prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.  
děkan

L.S.

  
Mgr. Jan Pospíchal, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 4. března 2019

## **Prohlášení autora**

Tuto práci jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

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

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 9/2012, bude práce zveřejněna v Univerzitní knihovně a prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 23. 4. 2019

Nikola Petříková

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych tímto způsobem poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce panu Mgr. Petru Pechovi za odbornou pomoc, cenné rady, trpělivost a pomoc při získávání údajů potřebných k vypracování praktické části.

## **ANOTACE**

Bakalářská práce je zaměřena na výpočet MDRÚ ve vybraných nemocnicích. Cílem práce je sběr dat a stanovení místních diagnostických referenčních úrovní v Nemocnicích Pardubického kraje, pro vybraná vyšetření v rámci radiodiagnostiky. V teoretické části jsou popsány základní principy radiační ochrany a význam výpočtu MDRÚ pro jednotlivé zobrazovací modalitty. Praktická část je vytvořena na základě sběru dat z jednotlivých pracovišť a následných výpočtech MDRÚ.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Nemocnice pardubického kraje a. s., MDRÚ, NDRÚ, radiační ochrana, radiologie

## **TITLE**

Local diagnostic reference levels of the Joined hospitals of Pardubice region

## **ANNOTATION**

This bachelor thesis is focused on a calculation of local diagnostic reference levels in selected hospitals. The main target is data collection and determinate local diagnostic reference levels in Joined hospitals of Pardubice region, for selected radiological examinations. The theoretical section describes some basic principles of radiation protection and the importance of local diagnostic reference levels calculation for individual imaging modalities. The practical part is composed on the basis of data collection from individual workplaces and resultant calculations of local diagnostic reference levels.

## **KEYWORDS**

Joined hospitals of Pardubice region, LDRLs, NDRLs, radiation protection, radiology

# OBSAH

Úvod.....	12
1 Radiační ochrana.....	13
1.1 Ionizující záření a jeho vznik.....	13
1.1.1 Rentgenka .....	13
1.1.2 RTG záření.....	14
1.2 Radiační ochrana při lékařském ozáření.....	15
1.2.1 Princip zdůvodnění .....	17
1.2.2 Princip optimalizace .....	18
1.2.3 Princip limitování dávek a princip bezpečnosti zdrojů.....	18
2 Význam DRÚ v radiodiagnostice .....	19
2.1 Základní dozimetrické veličiny .....	19
2.1.1 Kerma.....	19
2.1.2 Absorbovaná dávka.....	20
2.2 Radiologické standardy.....	20
2.2.1 Personální zajištění .....	21
2.2.2 Postup při provádění LO.....	21
2.2.3 Fyzikálně technická část LO.....	22
2.2.4 Klinické audity.....	22
2.3 Diagnostické referenční úrovně .....	23
2.3.1 Stanovení MDRÚ .....	24
3 Zobrazovací modality využívající iz.....	25
3.1 Skiografie .....	25
3.1.1 Expoziční automatika .....	26
3.1.2 Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ.....	26
3.2 Skiaskopie.....	27
3.2.1 Radiační ochrana personálu .....	27

3.2.2	Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ.....	28
3.3	Výpočetní tomografie – CT .....	28
3.3.1	Expoziční automatika .....	29
3.3.2	Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ.....	30
3.4	Mamografie.....	31
3.4.1	Mamografický screening .....	31
3.4.2	Diagnostická mamografie .....	31
3.4.3	Vznik mamogramu .....	32
3.4.4	Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ.....	32
4	Praktická část .....	34
4.1	Cíle výzkumu .....	34
4.2	Metodika sběru dat.....	34
4.3	Postup výpočtu pro skiografii .....	34
4.3.1	Vzorový výpočet.....	36
4.4	Postup výpočtu pro skiaskopii .....	37
4.5	Postup výpočtu pro výpočetní tomografii.....	37
4.6	Postup výpočtu pro mamografii.....	39
4.7	MDRÚ v Nemocnicích Pardubického kraje .....	40
4.7.1	MDRÚ nemocnice Pardubice .....	40
4.7.2	MDRÚ nemocnice Ústí nad Orlicí .....	41
4.8	MDRÚ nemocnice Litomyšl.....	43
4.9	MDRÚ nemocnice Svitavy .....	45
5	Diskuze .....	48
6	Závěr .....	50
7	Použitá literatura .....	51
8	Přílohy.....	54



## SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1 - Záznamová tabulka pro skiografii plic PA (vlastní zpracování) .....	35
Tabulka 1 -Ekvivalentní tloušťka PMMA fantomu pro komprimovaný prs.....	33
Tabulka 2 – NDRÚ pro výpočetní tomografii .....	38
Tabulka 3 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Pardubice (stacionární RTG přístroje) .....	40
Tabulka 4 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Pardubice (pojízdné RTG přístroje) .....	41
Tabulka 5 – MDRÚ vyjádřené <b>P<sub>KL,CT</sub></b> – nemocnice Pardubice (výpočetní tomografie).....	41
Tabulka 6 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> – nemocnice Ústí n. Or. (stacionární RTG – chirurgie).....	42
Tabulka 7 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> – nemocnice Ústí n. Or. (stacionární RTG – interní oddělení).....	42
Tabulka 8 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Ústí n. Or. (pojízdné RTG přístroje).....	42
Tabulka 9 – MDRÚ vyjádřené <b>CTDIvol</b> – nemocnice Ústí n. Or. (výpočetní tomografie).....	43
Tabulka 10 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Litomyšl (stacionární RTG B2552127).....	44
Tabulka 11 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Litomyšl (stacionární RTG B2542125).....	44
Tabulka 12 – MDRÚ vyjádřené <b>PKA</b> - nemocnice Litomyšl (C rameno) .....	44
Tabulka 13 – MDRÚ vyjádřené <b>CTDIvol</b> - nemocnice Litomyšl (výpočetní tomografie) .....	45
Tabulka 14 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Svitavy (stacionární RTG B 254 124).....	45
Tabulka 15 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Svitavy (Stacionární RTG 78158HL3) .....	46
Tabulka 16 – MDRÚ vyjádřené <b>Kev</b> - nemocnice Svitavy (pojízdný RTG přístroj) .....	46
Tabulka 17 – MDRÚ vyjádřené <b>PKA</b> - nemocnice Svitavy (C rameno) .....	46
Tabulka 18 – MDRÚ vyjádřené <b>CTDIvol</b> - nemocnice Svitavy (výpočetní tomografie) .....	47
Tabulka 19 – MDRÚ vyjádřené <b>D</b> – nemocnice Svitavy (mamografie).....	47

## SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

A	Ampér
AEC	Automatic exposure control
AP	Předozaďní projekce
a. s.	Akciová společnost
ATCM	Automatic tube current modulation
cm	Centimetr
cm <sup>2</sup>	Centimetr čtvereční
C <sub>vol</sub>	Objemový kermový index výpočetní tomografie
CR	Computed radiography
CT	Výpočetní tomografie
D <sub>g</sub>	Střední absorbovaná dávka v mléčné žláze
DR	Digital radiography
DRÚ	Diagnostická referenční úroveň
Gy	Gray
IZ	Ionizující záření
K <sub>ev</sub>	Vstupní povrchová kerma
Kg	Kilogram
K <sub>i</sub>	Dopadající kerma
kV	Kilovolt
LO	Lékařské ozáření
m	Metr
mA	Miliampér
mGy	Miligray

MDRÚ	Místní diagnostická referenční úroveň
mm	Milimetr
Mo	Molybden
MRS	Místní radiologický standard
mSv	Milisievert
MZČR	Ministerstvo zdravotnictví České republiky
NDRÚ	Národní diagnostická referenční úroveň
NRS	Národní radiologický standard
PA	Zadopřední projekce
$P_{KA}$	Plošná kerma
$P_{KL, CT}$	Součin kermy a délky
PMAA	Polymethylmethakrylát
RA	Radiologický asistent
RTG	Rentgenový
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
ZDS	Zkouška dlouhodobé stability

## ÚVOD

Terapeutické a diagnostické využití ionizujícího záření se v dnešní medicíně využívá ve velkém množství. Je známo, že ionizující záření nám může být v řadě případů prospěšné, ale zároveň pro tělo nebezpečné. S narůstajícím počtem vyšetření stoupají i dávky záření, které se pacientům během jejich života sčítají. Přestože lékařské ozáření nepodléhá limitům, musí být tyto postupy přísně sledovány a kontrolovány.

Radiační ochrana pacientů stojí na principu zdůvodnění a principu optimalizace. Principem zdůvodnění je myšleno, že očekávaný přínos vyšetření bude vyšší než rizika, kterým je, nebo by mohl být, pacient během vyšetření vystaven. Druhým principem, který pomáhá udržování radiační zátěže pacientů na rozumné úrovni, je princip optimalizace. Právě v tomto případě je velmi významné využití diagnostických referenčních úrovní, které nám napomáhají i bez pevně stanovených limitů udržovat efektivní dávky, které pacienti při vyšetření obdrží, na rozumné úrovni. (Súkupová, 2018, s. 23-25)

V příloze č. 22 k vyhlášce č. 422/2016 Sb. jsou uvedeny Národní diagnostické referenční úrovně (NDRÚ) pro daná vyšetření. Hodnoty naměřené na určitém pracovišti bývají poměřovány právě s hodnotami, které jsou předepsané v tomto dokumentu. *„Místní diagnostická referenční úroveň pro dané vyšetření je jedno číslo reprezentující poskytovatele zdravotních služeb jako celek. Stanovuje se jako průměrná hodnota ze středních (typických) dávek jednotlivých přístrojů.“* (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 9)

V teoretické části této práce budou vysvětleny základní principy radiační ochrany pacientů i personálu. Význam využití místních diagnostických referenčních úrovní (MDRÚ) a jejich přínos pro kontrolu nad zajištěním radiační ochrany. Dále budou přiblíženy legislativní požadavky a předpisy, týkající se jednotlivých zobrazovací modalit, využívaných na radiodiagnostických odděleních.

Praktická část je zaměřena na vysvětlení výpočtů MDRÚ pro každou zobrazovací modalitu (skiografii, skiaskopii, výpočetní tomografii a mamografii). Následně jsou zde uvedeny veškeré provedené výpočty MDRÚ pro vybraná pracoviště a přístroje. Sběr dat byl proveden v období od 1. 10. 2018 do 31. 1. 2019. Zjištěné hodnoty jsou porovnávány s NDRÚ.

# 1 RADIČNÍ OCHRANA

## 1.1 Ionizující záření a jeho vznik

*„Ionizujícím zářením nazýváme takové záření, jehož kvanta mají natolik vysokou energii, že jsou schopna vyrážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat“ (Ullmann, 2009, s. 101) Z hlediska působení na látku ho lze dělit na přímo a nepřímo ionizující záření (IZ).*

Schopnost přímo ionizovat látku má záření, které nese elektrický náboj. Jedná se tedy o záření alfa, beta plus, beta minus a protonovém záření.

Mezi nepřímo ionizující záření je řazeno rentgenové (RTG) záření, gama záření či záření vyvolané neutrony. Z toho vyplývá, že nepřímou ionizaci způsobují částice bez náboje. Z důvodu chybějícího náboje musí v látce předat svoji kinetickou energii částicím s el. nábojem, které již mohou látku přímo ionizovat. (Ullman, 2009, s. 101-102) *„Sekundárně nabitá částice ionizuje látku prostřednictvím přímého působení Coulombovských sil mezi nabitou částicí a elektronovým obalem atomu.“ (Podzimek, 2015, s. 123)*

Ionizující záření se může dělit i dle zdroje vzniku záření. První typ vzniká díky různým procesům ve vesmíru, proto je nazýváno kosmickým zářením. Podílí se tedy z části na ozáření osob z přírodního pozadí. Zdrojem záření mohou být radioaktivní zářiče. S těmi se můžeme setkat na pracovištích nukleární medicíny či radioterapie. Pro radiodiagnostiku jsou stěžejní elektronické zdroje záření, které jsou dnes extrémně významné i pro radioterapii z důvodu ozařování lineárními urychlovači. (Ullman, 2009, s. 102-103) V rámci radiodiagnostiky jsou generátory záření využívány pro skiografii, skiaskopii, výpočetní tomografii, angiografii a mamografii.

### 1.1.1 Rentgenka

Nejjednodušším a základním generátorem IZ je rentgenka. V principu se jedná o soustavu anody a katody, která je uložena v evakuované skleněné trubici. (Podzimek, 2015, s. 160-161) Wolframové vlákno katody, svinuté do spirály, je připojeno na elektrický obvod. Dodáním elektrického proudu o velikosti 7 až 10 ampér (A) se vlákno rozžhaví na teplotu okolo 2000 stupňů Celsia. (Vomáčka a kol., 2012, s. 15) Vlivem vysoké teploty začnou z katody vylétávat elektrony. Platí zde přímá úměrnost mezi zvyšující se teplotou a množstvím produkovaných elektronů.

Vysoké napětí mezi anodou a katodou, elektrony urychluje a pomocí fokusačních mistichek jsou následně směřovány do takzvaného ohniska anody. (Súkupová, 2018, s. 28-29)

Tvar i materiál anody se může lišit. Klasicky je použit wolfram, kvůli jeho ideálním fyzikálním vlastnostem. Pro mamografické přístroje bývá využita anoda z molybdenu či rhodia. (Súkupová, 2018, s. 29)

Urychlené elektrony, dopadající na terčík anody, předávají svou kinetickou energii právě materiálu anody, čímž vzniká brzdné RTG záření. „*Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá, pouze asi 1 % celkové kinetické energie elektronů je transformováno na fotony RTG záření, zbytek se mění v teplo.*“ (Seidl a kol., 2012 s. 28)

Přehřátí anody by mohlo způsobit její poškození, a proto je důležité zajistit efektivní chlazení. Klasická anoda rotuje okolo své osy, tím pádem se místo dopadu elektronů mění a tepelné zatížení je rozloženo na větší plochu. (Súkupová, 2018, s. 29) Součástí výkonnějších rentgenek typu Straton, je anoda stacionární. Přehřívání je zabráněno přímým kontaktem s chladícím médiem. Doba použitelnosti této rentgenky je vyšší, protože zde hrozí menší riziko mechanického poškození. (Podzimek, 2015, s. 162)

### 1.1.2 RTG záření

Elektromagnetické záření o vlnové délce od  $8 \cdot 10^{-8}$  do  $10^{-12}$  m, tedy RTG záření se skládá ze dvou složek. (Podzimek, 2015, s. 138)

**Brzdné záření**, vzniká při vzájemném působení materiálu anody a urychleného elektronu. Elektron je přitahován směrem k jádru, zpomaluje se a tím ztrácí svoji kinetickou energii. Energie vzniklého fotonu RTG záření je stejná jako velikost energie, kterou daný elektron ztrácí. Záření vzniklé zastavením elektronu ve větší vzdálenosti od jádra je slabší, než když je přitahován větší silou, blíže k jádru. Výsledkem je, že maximální energie fotonu, kterou můžeme získat, limituje velikost nastaveného napětí mezi anodou a katodou. (Súkupová, 2018, s. 41-42)

**Charakteristické záření** vzniká přeskokem elektronů v el. obalu. Vyražením elektronu ze slupky je uvolněno místo pro elektron z vyšší energetické hladiny. Energie, která při přechodu z vyšší na nižší energetickou hladinu přebývá, je vyzářena jako charakteristické RTG záření. Velikost energie záření se liší dle prvku, ve kterém k těmto interakcím dochází. (Podzimek, 2015, s. 138)

Obecně se dá říci, že „kvalita a kvantita rtg svazku jsou ovlivněny zejména materiálem terčiku, napětím rentgenky, proudem rentgenky, expozičním časem, filtrací a typem generátoru.“ (Súkupová, 2018, s. 44) Některé z těchto faktorů budou pro upřesnění níže vysvětleny.

- **Napětí (kV)** – Změnou napětí mezi anodou a katodou, tedy i elektrického potenciálu, je ovlivněna pronikavost částic RTG záření.
- **Proud (A)** – Velikosti tohoto parametru určuje množství elektronů, které po zahřátí z katody vyletí a pokračují směrem k anodě. Jedná se tedy o kvantitativní ovlivnění RTG spektra. Počet vzniklých fotonů se snižuje či zvyšuje.
- **Expoziční čas (ms)** – Pro dobu trvání expozice (expoziční čas) a počet nově vzniklých fotonů platí přímá úměra. RTG spektrum tedy ovlivňuje kvantitativně. Součinem expozičního času (s) a proudu (A) lze vyjádřit tzv. elektrické množství (mAs).
- **Filtrace** – Vznik fotonů různých energií není pro pacienta výhodou. Nízkoenergetické fotony neproniknou dále než do kůže a mohou způsobit její poškození. Využívá se základní a přídavné filtrace. V prvním kroku vzniklé fotony musí projít skleněnou trubicí rentgenky, popřípadě chladicí kapalinou, a nakonec výstupním okénkem. Kvalitnější svazek záření je získáván díky přídavné filtraci, pro kterou bývá použit hliník či měď. Odstraněním fotonů nižších energií dochází k utvrzení svazku záření a zároveň ke snížení celkového počtu částic. Dochází tedy ke kvantitativní i kvalitativní změně RTG spektra.

## 1.2 Radiační ochrana při lékařském ozáření

Velmi důležité je správně definovat, co je považováno za lékařské ozáření (LO) a co není. Nejedná se pouze o ozáření pacienta podstupujícího určité diagnostické vyšetření nebo léčbu. Týká se i dobrovolného doprovodu, asistujícího v případě potřeby. Dále je zde zahrnuto ozáření potřebné k provedení prevence či pracovnělékařských služeb a také využití IZ v rámci výzkumu, tedy ověřování nových nezavedených metod. V určitých případech je možné využití lékařského radiologického vybavení k nelékařskému ozáření, kdy hlavním důvodem není zdravotní přínos pro ozářeného. Příkladem může být zhodnocení fyzického vývoje u malých sportovců. (zákon č. 263/2016 Sb. §2)

Ionizující záření má určitý vliv na lidský organismus. Přesněji na tkáně a orgány ze kterých se skládá. Velmi důležitou roli zde hraje radiosenzitivita neboli citlivost dané tkáně na IZ.

Této vlastnosti se využívá především v radioterapii při léčbě tumorů, kdy každé ložisko reaguje na jinou dávku záření a zároveň je zohledňována citlivost okolních tkání tak, aby nedošlo k závažným a nenapravitelným následkům. (Petera, 2006)

Účinky záření se dělí z biologického hlediska na časně a pozdní, kdy lze očekávat, že s jednorázovou vysokou dávkou nastane reakce organismu dříve než v opačném případě. Účinek ozáření se může týkat jak daného ozářeného jedince, tak i jeho potomků, kdy může dojít k různým genetickým změnám. Z tohoto pohledu se rozlišují účinky somatické a genetické. (Švec a kol. 2006) Nejvýznamnějším a nejčastějším somatickým rizikem při ozařování nízkými dávkami je vznik nádorových onemocnění. (Rosina a kol. 2013, s. 165) Při lékařském ozáření se snažíme omezit pravděpodobnost vzniku různých genetických změn, vedoucích k mnohým nádorovým onemocněním, které IZ vyvolává – tedy **stochastické** (pravděpodobnostní) **účinky**. Ty vznikají i při nízkých dávkách záření a jsou přímo úměrné dávce, kterou člověk za celý svůj život získá (dávky záření se sčítají).

Druhou skupinou jsou **deterministické účinky**, se kterými se ve zdravotnictví setkáváme v radioterapii při ozařování vysokými dávkami. V tomto případě dochází k usmrcení ozářených buněk a následným projevům v okolí jako je například erytém, depilace a podobně. Může dojít i k dočasné nebo trvalé sterilitě. Specifikem deterministických účinků je, že nastávají až po určité hodnotě dávky, nazývané dávkový práh. Poté závažnost následků stoupá. (Podzimek, 2015, s. 281-287)

Škodlivost záření se netýká pouze pacientů. Riziko vyššího ozáření podstupují i radiační pracovníci. Z tohoto důvodu musí být zavedeny **limity ozáření**. Veškeré limity (pro radiační pracovníky, obyvatelstvo, žáky a studenty) jsou uvedeny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. Díky limitům se snižuje možnost vzniku stochastických účinků a zároveň je zabráněno vzniku deterministických účinků. (Súkupová, 2018, s. 199) Pro radiační pracovníky jsou limity určeny tak, že „*pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 20 mSv za kalendářní rok nebo hodnota schválena Úřadem podle § 63 odst. 4 atomového zákona, nejvýše však 100 mSv za 5 po sobě jdoucích kalendářních let a současně 50 mSv za jeden kalendářní rok.*“ (Vyhláška č. 422/2016 Sb. §4) Limity jsou předepsány i čistě pro oční čočku, kdy velikost ekvivalentní dávky může být maximálně 100 mSv za 5 let a zároveň 50 mSv v průběhu 1 roku.



Limitem pro ozáření 1 cm<sup>2</sup> kůže je až 500 mSv za rok. Při překročení těchto limitů je pracovník povinen podstoupit lékařskou prohlídku a až poté, co je posouzena jeho zdravotní způsobilost, se může vrátit zpět k výkonu svého povolání.

S narůstajícím počtem vyšetření využívajících IZ, roste výrazně dávka, kterou pacienti za svůj život získají. Jak bude dále zmíněno, největší nárůst dávky záření je spojován s čím dál častějším využitím výpočetní tomografie. Přestože lékařské ozáření nepodléhá limitům, musí být tyto postupy přísně sledovány a kontrolovány. (Súkupová, 2018, s. 23)

Důležité je, v rámci radiační ochrany pacienta při provádění daného vyšetření, stínění. Nezbytnou úlohu hraje především u dětí, mladistvých (velký důraz je kladen na vykrývání gonád) a těhotných žen, kde se zabráňuje riziku ozáření plodu. Dva další základní způsoby ochrany před zářením jsou ochrana vzdáleností a časem. Podrobněji bude toto téma vysvětleno v následujících kapitolách. (Vomáčka a kol., 2012, s. 14)

Radiační ochrana pacientů zahrnuje celkem 4 základní principy. Principy zdůvodnění a optimalizace, které jsou v praxi nejdůležitější, dále princip limitování dávek a princip bezpečnosti zdrojů. (Súkupová, 2018, s. 23)

### **1.2.1 Princip zdůvodnění**

Principem zdůvodnění je myšleno, že očekávaný přínos vyšetření bude vyšší než rizika, kterým je, nebo by mohl být, pacient během vyšetření vystaven. (Hušák a kol., 2009, s. 71)

*„U výkonů s indikací posuzovanou radiologickým asistentem je aplikujícím odborníkem s klinickou odpovědností za odůvodnění v případě schválení indikace radiologický asistent.“* (Věstník MZČR č. 11/2018, s. 506) Ve zbylých případech se jedná o specializovaného lékaře. (Věstník MZČR č. 11/2018, s. 506) Zmíněný aplikující odborník, by měl před vystavením žádanky pro dané vyšetření posoudit, zda není možné získat potřebnou informaci, v dostatečné kvalitě, pomocí jiné diagnostické zobrazovací metody jako je ultrazvuk či magnetická rezonance. Tedy bez zatížení pacienta zářením. Dále by se měl zabývat tím, zda pacient podobné vyšetření v nedávné době již nepodstoupil, anebo jestli není vhodné určitou dobu vyčkat a předejít neefektivnímu mnohočetnému snímkování. (Hušák a kol., 2009, s. 71-72) Věstník MZČR č. 11/2018 uvádí, že těhotenství není kontraindikací k provedení potřebného skiagrafického vyšetření. Důvodem je, že dávka záření, kterou plod obdrží, nemůže přesáhnout 100 mGy. Plod tedy není vystaven riziku poškození vývoje z důvodu působení IZ. (s. 512-511)

### 1.2.2 Princip optimalizace

Princip optimalizace bývá označován jako ALARA, vycházející z „As Low As Reasonably Achievable“. V tomto případě je cílem *„zajistit, aby velikost individuálních dávek, pravděpodobnost ozáření a počet jednotlivců vystavených ozáření byly na co nejnižší úrovni s přihlédnutím k současným odborným znalostem a hospodářským a sociálním faktorům.“* (Súkupová, 2018, s. 24)

V žádném případě by nemělo mít snižování dávky vliv na zhoršení obrazu, který je potřebné získat. Pro radiodiagnostiku tedy platí, že je *důležité „správné použití zobrazovací metody tak, aby dávky ve tkáni byly co nejnižší, aniž by se tím omezilo získání nezbytných radiodiagnostických informací“*. (Hušák a kol., 2009, s. 72)

V rámci principu optimalizace je velmi významné využití diagnostických referenčních úrovní (DRÚ), které nám napomáhají i bez pevně stanovených limitů udržovat efektivní dávky, které pacienti při vyšetření obdrží, na rozumné úrovni a pod určitou kontrolou. Překračování DRÚ bývá impulsem ke kontrole daných postupů na pracovišti, kde jsou pacienti nepřiměřeně zatíženi. (Súkupová, 2018, s. 24-25)

### 1.2.3 Princip limitování dávek a princip bezpečnosti zdrojů

Atomový zákon uvádí, že na lékařské ozáření se limity nevztahují, proto nemá ohledně lékařského ozáření tento princip limitování význam. Omezení by mohlo být v praxi spíše problémem a nemusely by být získávány veškeré potřebné informace. (Hušák a kol., 2009, s. 72)

Správná funkce, přesnost a spolehlivost používaných přístrojů je proto velmi důležitá a podléhá určitým kontrolám v daných časových intervalech. Tím je zajišťována bezpečnost jak pro personál, tak pro pacienty. V rámci zajištění bezpečnosti je prováděna zkouška při převzetí přístroje, takzvaně přejímací zkouška. Následné fungování přístroje je kontrolováno při zkouškách dlouhodobé stability (ZDS) a zkouškách provozní stálosti. (Súkupová, 2018, s. 25) Dle vyhlášky č. 422/2016 Sb. musí být ZDS pro významné zdroje záření, využívané v radiodiagnostice, provedena minimálně jedenkrát ročně. Při překročení doby 12 měsíců musí být přístroj odstaven až do splnění kontroly. Dalším důvodem k provedení zkoušky dlouhodobé stability je podezření na určitou poruchu či nesprávnou funkci přístroje zjištěnou například při zkoušce provozní stálosti. Pravidla pro správné provedení a četnost této kontroly jsou opět uvedena ve vyhlášce č. 422/2016 Sb.

## 2 VÝZNAM DRŮ V RADIODIAGNOSTICE

### 2.1 Základní dozimetrické veličiny

Dozimetrie pacientů, tedy měření a určování dávek, pomáhá kontrolovat kvalitu zobrazení vzhledem k dávce a zároveň kontrolovat působení záření na lidský organismus. (Súkupová, 2018, s. 151) Dávky, které pacienti obdrží, se následně porovnávají s diagnostickými referenčními úrovněmi a tím bývá hodnocena kvalita daného poskytovatele zdravotních služeb. Měření a periodické kontroly DRŮ provádí pro každou nemocnici pověřený radiologický fyzik.

Základní veličiny pro fyzikální výpočty jsou uvedeny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. Neznamena však, že nebývají sledovány i jiné, pro výpočty podstatné, hodnoty. (Súkupová, 2018, s. 211) Bližší informace o využití veličin vyjadřujících DRŮ nám poskytuje Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky (MZČR) z roku 2015, částka 6 – Národní radiologické standardy – radiologická fyzika. Postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření.

#### 2.1.1 Kerma

Kerma je základní veličina pro fyzikální výpočty, podávající informaci o vlastnostech používaného svazku záření, jejíž jednotkou je Gray (Gy). Vztahuje se k působení částic nepřímo ionizujícího záření na částice, vznikající v látce. Vyjadřuje tedy množství předané energie nabitým částicím. (Súkupová, 2018, s. 151) Na rozdíl od absorbované dávky, kerma zohledňuje pouze primární záření v daném objektu, a proto je důležité přesně specifikovat, o jaký objekt se jedná (vzduch, tkáň). (Ullman, 2009, s. 137)

- **Dopadající kerma ( $K_i$ )** - Hodnota, která je měřena ve vzduchu, přímo v místě, kde záření vstupuje do pacienta. Není zde zohledňován zpětný rozptyl.
- **Vstupní povrchová kerma ( $K_e$ )** - *„Kerma měřená v místě vstupu záření do pacienta se započtením zpětného rozptylu“* (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 15)
- **Plošná kerma ( $P_{KA}$ )** - Tato veličina bývá využívána pro skiografii, skiaskopii a angiografii při vyjadřování DRŮ. (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 11) Jedná se o součin dopadající kermy ( $K_i$ ) a ozářené plochy, kdy výsledná hodnota není ovlivněna vzdáleností pacienta od zdroje záření. Jednotkou  $P_{KA}$  je  $Gy \cdot m^2$ .

- **Součin kermu a délky ( $P_{KL}$ , CT)** – Výpočtem  $P_{KL}$  je získávána informace o celkové dávce, kterou je pacient ozáren v průběhu jedné skenovací sekvence. Jednotkou této veličiny, využívající se při stanovování DRÚ ve výpočetní tomografii, je  $mGy \cdot cm$  (Súkupová, 2018, s. 154-156)
- **Objemový kermový index výpočetní tomografie ( $C_{vol}$ )** – Samotný „*kermový index výpočetní tomografie C je definován jako integrál kermu ve vzduchu podél specifikované délky (100 mm) dělený nominální tloušťkou řezu T.*“ (Súkupová, 2018, s. 155) Tato veličina ovšem nezohledňuje hodnotu pitch faktoru. Vyjádření DRÚ je možné pomocí  $C_{vol}$ , kde je započítán pitch faktor. (Súkupová, 2018, s. 156)

### 2.1.2 Absorbovaná dávka

Absorbovaná dávka *„je energie ionizujícího záření absorbovaná v daném místě ozařované látky na jednotku hmotnosti.“* (Ullman, 2009, s. 136) Značí se  $D$  a jednotkou této veličiny je stejně jako u kermu  $Gy$ . *„Zjednodušeně lze říci, že absorbovaná dávka 1 Gy odpovídá absorpci energie 1 J v objemovém elementu o hmotnosti 1 kg.“* (Podzimek, 2015, s. 225)

V mamografii se pro vyjádření DRÚ používá právě **střední absorbovaná dávka v mléčné žláze**, kterou pacientka obdrží při jedné projekci. (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 11)

## 2.2 Radiologické standardy

Zákon o specifických zdravotních službách č. 373/2011 Sb. §70 uvádí, že *„národními radiologickými standardy se rozumí postupy při poskytování zdravotních služeb, jejichž součástí je lékařské ozáření, které odpovídají současným poznatkům vědy a klinické medicíny.“* Aktuálně platné standardy jsou součástí Věstníku MZČR a k jejich obnově dochází minimálně jednou za 5 let. (Zákon č. 373/2011 Sb.) Národní radiologické standardy (NRS) pro skiografii, výpočetní tomografii i intervenční radiologii je možné najít v dokumentech z roku 2016 a 2018. Z těchto materiálů vycházejí následně poskytovatelé zdravotních služeb, kteří musí zajistit vypracování místních radiologických standardů (MRS) pro daná pracoviště. (Věstník MZČR č. 10/2016, s. 35) Důvodem k zavedení MRS a jejich pravidelné kontrole je sjednocení postupů na pracovištích používajících IZ a tím pádem i podobné radiační zátěži pacientů v každém zařízení. (Súkupová, 2018, s. 219)

### 2.2.1 Personální zajištění

NRS obsahují několik bodů, které se dají uplatnit pro veškeré radiologické metody. Především jsou v dokumentech specifikovány **požadavky na personální zajištění a kvalifikaci** pro dané přístroje. Kvalifikace a způsobilost pracovníků vychází ze zákona č. 95/2004 Sb., zákona č. 96/2004 a vyhlášky č. 55/2011 Sb. Podle uvedené vyhlášky radiologický asistent (RA) provádí dle indikace lékaře a aplikujícího odborníka vlastní LO a v případech, které jsou stanoveny v místních standardech může provést LO i jako aplikující odborník. Tento postup není možný u skiagrafičkových postupů s aplikací kontrastní látky, u snímkování dětí mladších 3 let a gravidních žen. (Věstník MZČR č. 10/2016, s. 41) V obou případech RA přebírá klinickou odpovědnost za praktické provedení daného postupu a ve druhém případě má RA i klinickou odpovědnost za zdůvodnění (součástí je schválení nebo zamítnutí provedení vyšetření). Mimo jiné se může RA dále podílet na přípravě standardů a na provádění zkoušek provozní stálosti. V rámci svých možností dbá na zásady radiační ochrany. (Vyhláška č. 55/2011 Sb. §7)

### 2.2.2 Postup při provádění LO

Postupy při jednotlivých radiologických výkonech se liší, ovšem základní principy jsou pro radiodiagnostiku, radioterapii i nukleární medicínu stejné. Součástí NRS pro jednotlivé metody tedy musí být předpis pro **přípravu pacienta před vyšetřením** nebo léčbou a poté i popis **praktického provedení LO**. (Zákon č. 373/2011 Sb. §73)

Prvním krokem před samotným LO je vystavení žádanky indikujícím lékařem a zároveň odůvodnění, proč si lékař dané vyšetření žádá. V rámci tohoto postupu se musí řídit principem zdůvodnění a dbát na zdraví pacienta. Řádně vyplněná žádanka musí, mimo jiné, obsahovat přesné identifikační údaje pacienta, jasnou specifikaci vyšetření, klinickou otázku a kód diagnózy. Ženy v reprodukčním věku musí svým podpisem také vyloučit graviditu, ovšem i v případě těhotenství můžou po uvážení lékaře, a v předem stanovených situacích LO podstoupit.

Aplikující odborník, tedy lékař či RA, před výkonem kontroluje informace na žadance a hodnotí, zda je provedení LO opravdu nezbytné a nelze využít jiné metody. U žen se opětovně dotazuje na případné těhotenství. Před vyšetřením, u kterého je potřeba podat intravenózně kontrastní látku (KL), se aplikující odborník musí ujistit, zda pacient netrpí alergií na jód a kontrastní látku. (Věstník MZČR č. 10/2016, s. 39-43)

Důležitá je před provedením vlastního LO aktivní identifikace pacienta. Pracovník se dotazuje na jeho celé jméno a datum narození. Následně se informace porovnají se záznamy ve zdravotnické dokumentaci. (Nemocnice Pardubického kraje ©2015) Dalším krokem je podání informací o tom, jak se má pacient připravit a následné poučení o průběhu vyšetření. Pokud pacient nezvládne vyšetření podstoupit sám, musí být náležitě poučena i dospělá pomáhající osoba, která podepíše formulář se souhlasem. Samozřejmostí je poskytnutí ochranných pomůcek pomáhající osobě. „*Na pracovišti dostupné osobní ochranné prostředky a pomůcky jsou specifikovány v každém MRS pro konkrétní rtg zařízení, doporučení použití je uvedenou konkrétního výkonu ve specifické části NRS*“ (Věstník MZČR č. 10/2016, s. 46)

Po skončení praktického provedení vyšetření, při kterém RA nastavuje expoziční parametry tak, aby byl výsledek co nejkvalitnější, podepisuje žádanku jako potvrzení o provedení. (Věstník MZČR č. 10/2016, s. 44-46)

### **2.2.3 Fyzikálně technická část LO**

Zákon č. 373/2011 Sb. také uvádí, že v rámci NRS musí být popsány technické údaje používaných přístrojů a jejich vybavení, které slouží k nastavení přístroje a jeho kontrole. Fyzikální část NRS zahrnuje postupy pro zjišťování radiační zátěže, které jsou pacienti během daných vyšetření vystaveni. Obsahují tedy „*požadavky na podklady nutné pro odhad dávky, na způsob jejich hodnocení a na jejich evidenci.*“ (Zákon č. 373/2011 Sb. §73) Podklady pro výpočty dávek, je možné nalézt ve Věstníku MZČR 2015 částka 6, kde jsou uvedeny NRS pro radiologickou fyziku.

### **2.2.4 Klinické audity**

Zákon č. 373/2011 Sb. také říká, že poskytovatel zdravotních služeb musí zajistit provádění klinických auditů na svých pracovištích, kde dochází k lékařskému ozáření. Klinický audit, který posuzuje správnost nastavených MRS a jejich praktické používání, je rozdělen do dvou úrovní na interní a externí klinický audit. (Súkupová, 2018, s. 2016)

**Interní klinický audit** provádí osoby, „*kteří mají k poskytovateli pracovněprávní nebo obdobný vztah a jsou odborně způsobilé v oblasti, ve které má být audit proveden*“. (Zákon č. 373/2011 Sb. §74) Zaměřuje se na kontrolu správného použití MRS v praxi. Veškeré záznamy o vykonání a průběhu auditu musí poskytovatel služeb evidovat a zaznamenávat.

**Externí klinický audit** bývá proveden právnickou osobou, která dostala povolení od ministerstva zdravotnictví a zároveň i Státního úřadu pro jadernou bezpečnost. Jednou z podmínek pro přidělení oprávnění je zpracování pravidel, podle kterých bude následně celý postup daného pracoviště hodnocen. (Zákon č. 373/2011 Sb. §75) Cílem této kontroly, která bývá provedená minimálně jednou do pěti let, je „*ověřování a hodnocení dodržování místních radiologických standardů při poskytování zdravotních služeb, jejichž součástí je lékařské ozáření, a to za účelem zlepšení kvality a výsledků poskytované zdravotní péče pacientovi. Lékařské radiologické činnosti, postupy a výsledky jsou srovnávány s národními radiologickými standardy.*“ (Zákon č. 373/2011 Sb. §75)

### 2.3 Diagnostické referenční úrovně

Diagnostická referenční úroveň vyjadřuje velikost dávky, případně v nukleární medicíně velikost aplikované aktivity, která je použita při diagnostických vyšetřeních s použitím IZ. Překročení těchto hodnot se v běžné praxi u pacientů o hmotnosti 70 kg neočekává. (Súkupová, 2018, s. 218) Jedná se tedy o prostředek, který bývá využit v rámci principu optimalizace a napomáhá udržovat radiační zátěž pacientů na rozumné úrovni.

DRÚ dělíme stejně jako radiologické standardy do dvou úrovní, na **národní diagnostické referenční úrovně** (NDRÚ) a **místní diagnostické referenční úrovně** (MDRÚ).

*„Místní diagnostická referenční úroveň pro dané vyšetření je jedno číslo reprezentující poskytovatele zdravotních služeb jako celek. Stanovuje se jako průměrná hodnota ze středních (typických) dávek jednotlivých přístrojů.“* (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 9) V příloze č. 22 k vyhlášce č. 422/2016 sb. jsou uvedeny Národní diagnostické referenční úrovně (NDRÚ) pro daná vyšetření. Hodnoty naměřené na určitém pracovišti bývají poměřovány právě s hodnotami, předepsanými v tomto dokumentu.

Povinností každého poskytovatele služeb je zajistit správné nastavení těchto hodnot, jejich pravidelnou kontrolu a případnou optimalizaci. **Revize MDRÚ** by měla být provedena každý rok. Pokud nedošlo k výměně přístroje či jeho vybavení, není nutné opakovat celou dávkovou studii. Dostatečná je kontrola standardních postupů při určitých vyšetřeních. Revize, při které je potřeba provést novou dávkovou studii, a tedy sesbírat aktuální data z přístrojů, musí být provedena minimálně jednou do 3 let. MDRÚ bývají začleněny do MRS.

Ve věstníku MZČR z roku 2015 – částka 6 jsou uvedeny obecné postupy pro tvorbu a následné hodnocení MDRÚ. Tyto postupy jsou dle vyhlášky č. 55/2011 Sb. v kompetenci radiologického fyzika. Jeho prací je tedy především kontrola pracovních postupů a jejich obměna vzhledem k přijatelné zátěži pacientů. Mimo jiné také provádí fyzikální měření související s vyhodnocováním dávek lékařského ozáření. (Vyhláška č. 55/2011 Sb. §26)

### 2.3.1 Stanovení MDRÚ

Prvním krokem při procesu stanovení MDRÚ je **výběr vyšetření**, pro která budou výpočty prováděny. Tento výběr závisí na poskytovateli zdravotních služeb a není jeho povinností zajistit měření pro všechny metody a vyšetření s použitím IZ. Z pravidla se určují pro vyšetření, která bývají běžně prováděna a specifikují dané pracoviště. Většina těchto vyšetření má stanoveny i NDRÚ. Dále pro vyšetření, u kterých je vyšší radiační zátěž pro pacienta či jsou prováděna jinou technikou a vybavením, než je běžné v dalších zařízeních.

Objektivita měření je docílena tím, že pro veškeré výpočty je zvolena **skupina standartních pacientů** o minimálním počtu 10 osob. Hmotnost pacientů musí být mezi 50–90 kilogramy (kg) a celková průměrná hmotnost skupiny se musí s tolerancí 5 kg rovnat 70 kg. Váha pacientů je potřebná pro měření v rámci skiografie, skiaskopie, výpočetní tomografie a intervenčních výkonů mimo intervence prováděné v kardiologii. Při mamografických vyšetřeních je podstatná tloušťka prsu po kompresi. Jako standartní je udávána tloušťka 2,1 cm; 3,2 cm; 4,5 cm; 5,3 cm; 6 cm; 7,65 cm a 9 cm. (Věstník MZČR 2015 částka 6, s. 9-10)



## 3 ZOBRAZOVACÍ MODALITY VYUŽÍVAJÍCÍ IZ

### 3.1 Skiografie

Skiografické vyšetření je z hlediska radiační zátěže pro pacienta méně nebezpečné než vyšetření za pomoci skiaskopického přístroje. Rozdíl v radiační zátěži se dá jednoduše vysvětlit tím, že při klasické skiografii je pacient prosvícen jednou pro jeden snímek a při skiaskopii mluvíme o kontinuálním prosvěcování pacienta. (Hušák, 2009, s. 83)

RTG záření vycházející z rentgenky je částečně pohlceno ve tkáni (míra absorpce a rozptylu záření závisí na konkrétní prozařované tkáni), kterou chceme zobrazit a zbylá část dopadá na materiál zaznamenávající množství záření. Dříve se pro získání snímku používal fotografický film. Dnes se snímkování provádí, na valné většině pracovišť, digitálně. V tomto případě se rozlišuje digitalizace přímá – computed radiography (CR) a digitalizace nepřímá – digital radiography (DR). (Heřman, 2014, s. 14) „Z hlediska dávky a kvality obrazu v současné chvíli platí, že CR poskytuje horší kvalitu obrazu za cenu vyšší dávky než DR technologie.“ (Súkupová, 2018, s. 57)

**Nepřímá digitalizace** spočívá v tom, že uvnitř kazety, která má stejné rozměry jako měly kazety pro systém film-folie, je uložena detekční folie. (Vomáčka a kol., 2012, s. 33) „Tato detekční folie obsahuje sloučeniny fosforu, který neemituje všechnu absorbovanou energii z rtg fotonů ihned po ozáření, ale dokáže ji po nějakou dobu uchovat.“ (Súkupová, 2018, s. 57) Umožňuje tedy vznik latentního obrazu. Po osnímkování pacienta je kazeta vložena do čtecího zařízení. (Vomáčka a kol., 2012, s. 33) Elektrony z folie, které přešly po ozáření do vyššího energetického stavu jsou díky laserovému světlu uvolněny. Během tohoto procesu dochází také k vyzáření fotonů viditelného světla. Fotony jsou zaznamenávány systémem fotodiod a převedeny na elektrický náboj, který je konečně převeden v analogově-digitálním převodníku na signál digitální. (Súkupová, 2018, s. 57)

Zásadní výhodou **přímé digitalizace** je urychlení celého procesu a získání kvalitnějšího snímku. V praxi se je možné využít více typů. Flat-panel s přímou konverzí, nepřímou konverzí či CCD systém. (Vomáčka a kol., 2012, s. 34) „Mají však společné to, že k převodu dopadajícího rentgenového záření na elektrické digitální signály dochází přímo v detektoru přístroje.“ (Heřman a kol., 2014, s. 14)

### 3.1.1 Expoziční automatika

Pro získání kvalitního snímku, který podává všechny potřebné informace a není třeba ho, v rámci snižování radiační zátěže pacientů, opakovat, je třeba správné nastavení expozičních parametrů. Pro každé RTG vyšetření jsou doporučeny hodnoty, které zohledňují anatomickou strukturu prozařované tkáně vzhledem k dostatečné kvalitě snímku a zároveň zajišťují co nejnižší možnou radiační zátěž pacienta. (Ullmann, nedatováno) Jako příklad uvádí Súkupová (2018, s. 64-65) rozdíl ve zvoleném napětí pro zobrazení dutiny břišní a hrudníku. Pro snímek hrudníku je možné volit vyšší napětí 120 kV, (plicní tkáň a kosti jsou přirozeně dostatečně kontrastní). Při stejných parametrech, kdy vysoké napětí vede ke ztrátě kontrastu, by ale snímek břicha byl nepřehledný.

Většina RTG přístrojů umožňuje nastavení proudu, napětí a času pomocí orgánových předvoleb. Při snímkování standartního pacienta tedy RA vybere pouze požadovanou oblast těla a nenastavuje jednotlivé expoziční parametry. Součástí novějších přístrojů je kromě orgánové předvolby i **expoziční automatika – AEC** (Automatic Exposure Control). (Súkupová, 2018, s. 65) Princip AEC spočívá v tom, že za kazetou či flat panelem je systém zabudovaných ionizačních komor nebo polovodičových detektorů, na který dopadá během expozice záření a při dosažení požadované hodnoty je expozice, vypnutím anodového napětí, automaticky ukončena. (Ullmann, nedatováno) Vzhledem k poměrně vysokému riziku pohybové neostrosti u většiny vyšetření AEC volí nejvyšší možný proud a nejkratší dobu trvání expozice tak, aby bylo získáno dostatečné elektrické množství.

### 3.1.2 Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ

I přes relativně nízké dávky záření, které při klasickém snímkování pacienti obdrží jsou na skiagrafické přístroje jisté požadavky, které jsou uvedeny ve vyhlášce 422/2016 §77. Dle této vyhlášky musí být dané přístroje vybaveny pomůckami pro provádění zkoušek provozní stálosti. Stacionární skiagrafické zařízení musí být vybaveno expoziční automatikou a zároveň orgánovými předvolbami. Součástí stacionárního zařízení s digitálním receptorem obrazu musí být expoziční automatika. Tyto požadavky se netýkají přístrojů, které jsou výhradně určeny pro snímkování končetin. V dnešní době musí všechny přístroje také podávat informace o součinu kermy a plochy při prováděném vyšetření.

Ideální veličinou pro vyjádření DRÚ je právě **vstupní povrchová kerma** na jeden provedený snímek -  **$K_e$  (mGy)**. Právě takto se nejčastěji vypočítává při zkoušce dlouhodobé stability

na fantomu. Druhou možností je **součin kermy a plochy** na jeden snímek -  $P_{KA}$  ( $mGy \cdot cm^2$ ) (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 11)

## 3.2 Skiaskopie

Skiaskopii je myšlena metoda, která spočívá v kontinuálním prosvěcování pacienta. Výhodou je možnost zaznamenávání dynamických procesů v lidském těle. Proti klasické skiagrafii však pacient obdrží vyšší dávku záření a výsledný obraz není v tak vysoké kvalitě (z důvodu nižšího kontrastu a menší rozlišovací schopnosti). (Heřman a kol., 2014, s. 15-16) V rámci skiaskopie lze mluvit jak o skiaskopických výkonech, tak o intervenčních výkonech, které se provádí pod skiaskopickou kontrolou. (Súkupová, 2018, s. 101)

Seidl a kol. (2012, s. 37) uvádí, že dříve se běžně využívala takzvaně přímá skiaskopie, která spočívala v přímém zobrazení pozorovaného objektu na štít. Při tomto vyšetření byl lékař i pacient vystaven vysoké radiační zátěži, a proto se dnes využívá pouze **nepřímá skiaskopie**. „*Nepřímou skiaskopii umožňuje zesilovač obrazu s elektronickým snímáním obrazu, nověji přímým elektronickým, digitálním snímáním obrazu.*“ (Seidl a kol., 2012, s. 37)

Skiaskopie se dělí na pulzní a kontinuální. Při kontinuální skiaskopii pracuje rentgenka nepřetržitě a obraz který na monitoru lékař pozoruje se mění 25-30× za vteřinu. Z důvodu vyšší radiační zátěže a méně kvalitního obrazu je dnes nejčastěji využívána **pulzní skiaskopie**. Angiografické systémy umožňují pouze použití pulzní skiaskopie. Délky pulzů se liší dle potřebného využití. V kardiologii je délka jednoho pulzu 3-10 ms, zatímco v radiologii trvá jeden pulz 10-30 ms. Za jednu vteřinu bývá standartně provedeno 7,5-15 pulzů. Vzhledem ke snaze snižovat radiační zátěž pacientů je preferováno zvolení nízkodávkového módu. Nelze ho však použít v případě, že by byla výrazně zhoršena diagnostická informace. (Súkupová, 2018, s. 104-108)

### 3.2.1 Radiační ochrana personálu

Osobní dávky u pracovníků pracujících na skiaskopických pracovištích bývají výrazně vyšší. Důvodem je, že ne v každém případě může lékař, či jiný radiační pracovník, v průběhu expozice odejít od pacienta pryč z vyšetřovací místnosti. (Súkupová, 2018, s. 200) Pracovníci jsou tedy, v tomto případě, vystaveni sekundárnímu záření, které vzniká díky Comptonově rozptylu. Z tohoto důvodu je nutné dodržovat určitá pravidla tak, aby byla radiační zátěž co nejvíce snížena. (Hušák a kol., 2009, s. 88-89)

Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) vydal několik doporučení, které vedou právě ke snížení radiační zátěže zdravotníků. Základem je, stejně jako u každé jiné práce s IZ, ochrana časem, vzdáleností a stíněním. Stíněním je v tomto případě myšleno použití ochranných pomůcek jako je ochranná vesta a zástěra s ekvivalentem 0,25 / 0,35 / 0,5 mm olova. Při správném použití zajišťuje více než 90% ochranu. Neméně důležitý je ochranný límec, který zajišťuje stínění v okolí štítné žlázy. Vzhledem k tomu, že oční čočka patří také mezi radiosenzitivní orgány, je třeba ji dostatečně chránit použitím ochranných brýlí, které mohou mít i boční stínění pro zvýšení efektu. Dalším způsobem, jak lze omezit dopadání sekundárního záření na pracovníky, je použití bočního stínění společně se stropním a stolním ochranným závěsem. SÚJB také doporučuje, aby pracovníci stáli vždy na straně receptoru obrazu, kde je menší množství sekundárního záření než na straně rentgenky. Ze stejného důvodu se doporučuje umístění rentgenky pod stolem, kdy se sekundární záření odráží směrem k zemi, a ne do volného prostoru. (Státní úřad pro jadernou bezpečnost, nedatováno)

### **3.2.2 Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ**

Pro skiaskopické přístroje platí, že nejvhodnější veličinou pro vyjádření DRÚ je součin kerry a plochy. Při tomto měření je využíván KAP metr. (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 11) KAP metr je zmiňován i ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. §77. Vyhláška obsahuje i další požadavky a předpisy týkající se zdroje záření určeného pro skiaskopii. Například nedovoluje možnost použití přímé skiaskopie. V této vyhlášce je dále uvedeno, že skiaskopický přístroj musí být opatřen automatickou regulací dávkového příkonu a po uplynutí 5 minut celkového expozičního času musí být vydán zvukový signál. Je vyžadováno, aby každý skiaskopický přístroj dokázal na svém monitoru zachovat poslední snímek, do další provedené expozice. Dalším pravidlem je, že zdroj záření pro LO využívaný ve skiaskopii musí automaticky nastavovat velikost svazku záření v závislosti na vzdálenosti ohniska a velikosti receptoru. V případě, že se jedná o receptor kruhový, je zakázáno použití primární clony ve tvaru obdélníku.

### **3.3 Výpočetní tomografie – CT**

Klasické RTG přístroje poskytují dvojrozměrný obraz, a proto se některé objekty překrývají. Tím pádem je, v určitých případech, snímek nedostatečný pro kvalitní diagnostiku. Pro získání trojrozměrného obrazu je dnes využívána výpočetní tomografie (CT).

CT přístroje se z hlediska pokroku v konstrukci a výkonu dělí do **5 generací**. U přístrojů 1. generace byl pouze tenký svazek záření, který po průchodu pacientem dopadal na jeden detektor. Ve 2. generaci bylo RTG záření kolimováno do tvaru menšího vějíře a detekováno soustavou více detektorů, které byly umístěny na kruhové výseči. V tomto případě již bylo možné provést vyšetření několikrát rychleji než u starších přístrojů. Dnes se v praxi nejčastěji využívají **přístroje 3. generace** – patří mezi ně takzvaně multi-slice CT přístroje. Na speciálním prstencovém zařízení, které se otáčí okolo vyšetřovaného, je připevněna rentgenka a proti ní detektor. Během vyšetření pacient pomalu projíždí otvorem, nazývaným gantry a je snímán z mnoha úhlů, právě díky rotačnímu systému rentgenka-detektor. Po počítačovém zpracování získáme různě tenké příčné řezy vyšetřované oblasti. Rozdílem oproti 2. generaci je, že svazek záření je kolimován do tvaru širšího vějíře a zároveň je po průchodu objektem detekován výrazně větším počtem detektorů, ve více řadách, které jsou umístěny na kruhové výseči. Velké množství detektorů umožňuje současně získávání více řezů a dochází k dalšímu urychlení vyšetření. CT přístroje 4. generace nemají zabudovaný systém rentgenky a protilehlého detektoru, ale detektory jsou uspořádány do kruhu a pohybuje se pouze zdroj záření. Nejsou však pro svoji složitost nákladnost v praxi běžně využívány. Ze stejného důvodu nejsou v praxi rozšířeny ani přístroje 5. generace – Electron Beam CT, které pracují na jiném fyzikálním principu a jejich součástí není rentgenka, ale elektronové dělo. (Seidl a kol., 2012, s. 45-47)

### 3.3.1 Expoziční automatika

Oproti klasickému snímkování se u tohoto typu vyšetření významně liší i radiační zátěž pacienta. Díky prozařování pacienta pod mnoha úhly, je dávka, kterou pacient během vyšetření obdrží, několikanásobně vyšší. Pro představu: při pořízení RTG snímku hrudníku je průměrná efektivní dávka 0,02 mSv a při CT hrudníku 5,8 mSv. (Seidl a kol., 2012, s. 51) Díky lepší dostupnosti CT přístrojů se zvyšuje také kolektivní dávka, kterou pacienti během vyšetření obdrží. I z tohoto důvodu je důležité udržovat dávku záření na co nejnižší možné úrovni. Velký vliv na snižování dávky pacientů má **automatická modulace proudu** – Automatic Tube Current Modulation (**ATCM**). Stejně jako u ostatních přístrojů je expozice ukončena po zaznamenání dostatečného množství záření, které dopadne na detektor. V závislosti na objemu prozařovaného objektu je proud automaticky zvýšen nebo snížen. Důležitým faktorem pro správnou funkci ATCM je nastavení pacienta do izocentra CT skeneru. Kontrolu lze provést například zhotovením dvou topogramů před samotným vyšetřením. (Súkupová,

2018, s. 135-141) „*Pokud to přístroj umožňuje, je žádoucí pořízovat topogramy za použití nižšího napětí než 120 kV.*“ (Věstník MZČR č. 2/2016, s. 14) Při nepřesné centraci dochází ke zvýšení radiační zátěže. ATCM ovlivňuje velikost proudu dvěma způsoby. Rozlišujeme podélnou a úhlovou modulaci. Podélnou modulací se rozumí změna proudu kolo pacienta. Hodnota proudu se mění tak, aby na detektor dopadalo ze všech stran podobné množství záření. Při bočných projekcích je množství navýšeno, a naopak při AP projekci se snižuje. (Súkupová, 2018, s. 135-141) Novější CT přístroje nabízí využití techniky **automatického nastavení napětí**. Hodnota napětí vychází z množství absorbovaného záření v objektu, které je zjištěno z provedeného topogramu. (Věstník MZČR č. 2/ 2016, s. 14) Snížení napětí, ze standartních 120 kV na hodnotu 100 kV, nebo nižší, se projevuje zlepšením kontrastu. Díky lepšímu kontrastu je možné tolerovat v obrazu více šumu, aniž by došlo ke zhoršení radiodiagnostických informací. U prozařování větších objemů je míra šumu v obrazu výrazně vyšší. Z tohoto důvodu je použití nižšího napětí doporučováno především u dětí a menších dospělých osob. (Súkupová, 2018, s. 138-139)

### 3.3.2 Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ

Stejně jako u skiografie a skiaskopie stanovuje vyhláška č. 422/2016 Sb. určité předpisy pro zdroj ionizujícího záření. Kromě výše zmíněné expoziční automatiky musí být zdroj vybaven pomůckami pro provádění zkoušek provozní stálosti, které se provádí s vyšší četností než měsíční. Musí poskytovat kvantitativní údaje o ozáření pacienta a zároveň vytvářet strukturované zprávy o dávce, kterou pacient obdržel (tato informace je automaticky převedena do záznamu o vyšetření dané osoby). V rámci principu optimalizace je potřeba, aby byly vytvořeny vyšetřovací protokoly přizpůsobené pro dětské pacienty. V každém případě také musí *„poskytovat informaci o součinu kermu a délky, poskytovat informaci o váženém kermovém indexu výpočetní tomografie nebo objemovém kermovém indexu výpočetní tomografie“* (Vyhláška č. 422/2016 Sb. §76)

DRÚ můžeme vyjádřit dvěma způsoby. **Součinem kermu a délky pro CT –  $P_{KL}$ , CT ( $mGy \cdot cm$ )**, kdy jsou potřebné informace získávány ze záznamu uvedených na určitém skenu, anebo použitím **objemového kermového indexu výpočetní tomografie -  $C_{VOL}$  ( $mGy$ )**, který je opět stanoven ze záznamů zařízení. (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 11)

### 3.4 Mamografie

Další diagnostickou metodou, která využívá IZ je mamografie. Při tomto vyšetření jsou vyhledávány různé abnormality, které by mohly poukazovat na rakovinné bujení a zachytit jej v co nejčasnějším stádiu, kdy bývá pravděpodobnost vyléčení podstatně vyšší.

Mamografická vyšetření dělíme na dva typy, mamografický screening a diagnostickou mamografii. (Súkupová, 2018, s. 91-92)

#### 3.4.1 Mamografický screening

**Mamografickým screeningem** je myšleno „*organizované, kontinuální a vyhodnocované úsilí o časný záchyt zhoubných nádorů prsu prováděním screeningového vyšetření a doplňujících metod u populace žen, které nepociťují žádné přímé známky karcinomu prsu.*“ (Věstník MZČR č. 4/2010, s. 4) V České republice má každá žena od 45 let nárok na bezplatné preventivní screeningové vyšetření, které se provádí maximálně jednou za 2 roky. (Heřman, 2014, s. 231) Při vyšetření v rámci screeningu se provádí standartní snímkování každého prsu v kraniokaudální a šikmé projekci. V případě nejasného nálezu je možné provést doplňující vyšetření bez použití IZ. Nejčastěji bývá použit ultrazvuk a jako další možností pro zobrazení je magnetická rezonance. (Súkupová, 2018, s. 91-92)

#### 3.4.2 Diagnostická mamografie

**Diagnostická mamografie** se provádí v případech, kdy jsou u ženy pozorovány příznaky, které by mohly být spojeny se zhoubným onemocněním prsu. Při tomto typu vyšetření je cílem zjistit, o jakou abnormalitu se přesně jedná a případně potvrdit či vyloučit zhoubnost nádoru. (Věstník MZČR č. 4/2010, s. 4) Další využití mamografie k diagnostickým účelům je možné v případě stereotaktické biopsie, duktografie či kontrolních pooperačních snímků. Ty se provádí po resekci tumoru nebo pro kontrolu vodičích drátů, které označují vybrané ložisko v prsu. Doporučení a vystavení žádanky je v kompetenci praktického lékaře, gynekologa a případně i onkologa a chirurga. V rámci diagnostické mamografie jsou kromě standartních projekcí prováděny, v případě potřeby, i další nestandardní projekce. Patří mezi ně takzvaně rolované snímky nebo bývají využity další šikmé projekce tvořené z jiných úhlů. (Vomáčka a kol., 2012, s. 113)

### 3.4.3 Vznik mamogramu

Pro správnou kvalitu snímku (mamogramu) je podstatné, aby byl prs dostatečně stlačen kompresními deskami, které jsou součástí přístroje. Poté je prs prozářen svazkem, který vychází z rentgenky. V mamografii je využívána rentgenka s molybdenovou anodou, a proto je možné získat svazek záření o přibližné energii 20 keV. Záření o nižší energii je v tomto případě velmi přínosné, protože zvyšuje kontrast mezi tkáněmi, které se jen lehce liší svojí denzitou. (Seidl a kol., 2012, s. 38) Dalším důležitým faktorem, který ovlivňuje kvalitu mamografického snímku, je správné nastavení polohy komůrek a expozičního automatu. U těchto systémů je důležité, aby AEC byla umístěna pod receptorem obrazu. V případě nesprávného umístění vznikají artefakty v obrazu. Na zhotoveném snímku je viditelný obrys AEC, z důvodu zeslabení nízkooenergetického záření. (Súkupová, 2018, s. 97)

### 3.4.4 Legislativní požadavky a vhodné veličiny pro vyjádření DRÚ

Dle dané legislativy musí mít zdroj záření, v tomto případě mamograf, opět ve svém vybavení expoziční automatiku. Musí zaznamenávat údaje o síle komprese a tloušťce prsu po stlačení. Součástí přístrojů, které pracují s filmovým receptorem nebo nepřímou digitalizací, má být protirozptylová mřížka a veškeré přístroje musí mít schopnost automatické výměny filtru dle tloušťky prsu po stlačení. Další požadavek se týká velikosti receptoru obrazu, kdy je nutné, aby jeho rozměry byly alespoň 18×24 cm. Výjimkou jsou zařízení určená pro stereotaxi. Samozřejmostí jsou pomůcky pro provádění zkoušky provozní stálosti, stejně jako u ostatních přístrojů. (Vyhláška č. 422/2016 Sb. §77)

V mamografii se DRÚ stanovují pro standardní tloušťku prsu po stlačení a udávají se jako **střední absorbované dávky v mléčné žláze -  $D_g$  (mGy)** na jednu projekci. Hodnota je změřena ze zaznamenaných expozičních parametrů, ze změřené dávky nebo z měření na speciálním fantomu. (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 11) Tabulka č. 1 znázorňuje, který fantom je možné použít pro změření střední absorbované dávky v prsu, po stlačení na potřebnou tloušťku.



**Tabulka 1 -Ekvivalentní tloušťka PMMA fantomu pro komprimovaný prs (Dance et al., 2009 cit. podle Perry et al., s. 15)**

<b>Tloušťka PMMA – mm</b>	<b>Ekvivalentní tloušťka prsu - mm</b>	<b>Ekvivalentní glandularita prsu - %</b>
30	32	67
40	45	41
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4

## 4 PRAKTICKÁ ČÁST

### 4.1 Cíle výzkumu

**Hlavním cílem** praktické části bakalářské práce je sběr dat a stanovení místních diagnostických referenčních úrovní v Nemocnicích Pardubického kraje pro vybraná vyšetření, prováděná na radiodiagnostických pracovištích.

**Dílčím cílem** je porovnání výsledků z přístrojů na jednotlivých pracovištích s NDRÚ, které jsou uvedeny v příloze č. 22 vyhlášky č. 422/2016 Sb.

### 4.2 Metodika sběru dat

Sběr dat pro veškeré potřebné výpočty probíhal ve 4 nemocnicích, které jsou součástí Nemocnice Pardubického kraje. V Pardubické krajské nemocnici, v Orlickoústecké, Litomyšlské a Svitavské nemocnici. Ve Svitavách byla sesbírána data pro veškeré radiodiagnostické modality. V Pardubické, Orlickoústecké a Litomyšlské nemocnici pouze pro skiografii, skiaskopii a výpočetní tomografii. Potřebné hodnoty pro dané modality byly zaznamenávány do tabulek. Záznamové materiály byly, se souhlasem náměstků zdravotnické péče a vedoucích RA, elektronicky rozeslány vedoucím radiologickým asistentům z výše uvedených pracovišť. Data byla zaznamenána v období od 1. 10. 2018 do 31. 1. 2019. Konečné MDRÚ nebudou stanoveny pro jedno velké pracoviště Nemocnice Pardubického kraje, ale pro jednotlivé oblastní nemocnice a jejich přístroje.

### 4.3 Postup výpočtu pro skiografii

Revize MDRÚ by měla být provedena minimálně jednou za rok. V tomto časovém rozmezí je dostačující kontrola pracovních postupů při jednotlivých vyšetřeních a potvrzení toho, že nedošlo ke změnám ve vybavení, které by mohly ovlivnit dávky záření. Jednou za tři roky je vyžadováno, aby byl proveden sběr dat ze všech přístrojů na daném pracovišti a aby byla následně provedena dávková studie. Studie nemusí být provedena v jeden rok pro všechny přístroje. Po provedení každé kontroly je vytvořen záznam, ve kterém je uvedeno a odůvodněno, zda došlo k pozměnění MDRÚ či nikoli. (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 11-12)

V této práci nebude proveden jeden výpočet pro celý komplex Nemocnic Pardubického kraje, ale pro jednotlivé nemocnice zvlášť.

MDRÚ se stanovují v přímo měřitelných veličinách. V této práci jsou **vyjádřeny pomocí vstupní povrchové kermey -  $K_e$  (mGy)** pro každou vybranou projekci, a to výpočtem z měření  $K_e$  na fantomu při zkoušce dlouhodobé stability a záznamu expozičních parametrů. Druhou možností, jak zaznamenat MDRÚ a následně je porovnat s NDRÚ, je použití součinu kermey a plochy na celé vyšetření, a to dle indikace  $P_{KA}$  KAP metrem. (Pech, 2016a, s. 4) Výpočet vstupní povrchové kermey je zvolen záměrně, z důvodu vyšší přesnosti získaných dat. Pro výpočty je třeba sesbírat data z jednotlivých pracovišť. Vybraná vyšetření by měla charakterizovat běžný chod daného pracoviště, a zároveň by měla být prováděna v minimálním počtu, který stanoví radiologický fyzik. (Pech, 2016b, s. 3) Hodnoty, které jsou potřebné pro výpočet, byly zapisovány pracovníky daných oddělení do předem vytvořených záznamových tabulek, viz obrázek č. 1.

SKIAGRAFIE – Plic PA		Pracoviště.....			Přístroj .....		
Poř. č.	Výška	Váha	OF	kV	mAs	Velikost pole	mGy*cm <sup>2</sup>
1.							
2.							
3.							
4.							
5.							
6.							
7.							
8.							
9.							
10.							

**Obrázek 1 - Záznamová tabulka pro skiografii plic PA (vlastní zpracování)**

Pro jednotlivá vyšetření byla zaznamenána výška a váha pacienta (základní podmínkou pro zařazení do souboru dat je váha pacienta, a to v rozmezí mezi 60–80 kg), OF, indikované napětí rentgenky, indikované elektrické množství a velikost ozářeného pole. V případě Pardubické krajské nemocnice byly uvedeny i hodnoty součinu kermey a plochy -  $P_{KA}$  (mGy ·cm<sup>2</sup>). Pro každý druh vyšetření byly zaznamenány hodnoty u standartní skupiny

pacientů, která čítá 10 osob s předepsanou váhou a výškou. Druhým krokem, bylo **zprůměrování hodnot**, potřebných k výpočtu  $K_{ev}$ .

Vzhledem k tomu, že při ZDS je  $K_{ev}$  změřena pouze pro předem stanovené hodnoty a u některých projekcí se nastavení expoziční parametrů může lišit, je třeba ji **přepočítat pro jednotlivá vyšetření**. Tento přepočet umožňuje vzorec č. 1 a č. 2. Do vzorce je třeba dosadit hodnoty zjištěné při ZDS (veličiny s dolním indexem ZDS) i hodnoty použité během vlastního vyšetření (veličiny s dolním indexem v). (Pech, 2016a, s. 4 - 6)

$$K_{ev} = K_{eZDS} \cdot \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \cdot \left( \frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \cdot k_u \quad (1)$$

$P_{It}$ ... součin expozičního času a proudu rentgenky (mAs)

$k_u$ ... korekční faktor na napětí určený ze závislosti  $K_e$  na napětí rentgenky  $U$  změřené při ZDS

FSD... vzdálenost ohnisko kůže (cm)

$$Y_{rv} = Y_{rZDS} \cdot \left( \frac{U_v}{U_{ZDS}} \right)^2 \quad (2)$$

$U_v$ ... napětí rentgenky při vyšetření

$U_{ZDS}$ ... napětí rentgenky pro které byla stanovena výtěžnost při ZDS  $Y_{rZDS}$

### 4.3.1 Vzorový výpočet

Ukázka **výpočtu vstupní povrchové kermey pro zadopřední (PA) snímek plic** na přístroji GE Proteus XR/A ve Svitavské nemocnici. Snímek bývá za běžného provozu prováděn ze vzdálenosti 150 cm. Průměrná hodnota napětí při této projekci je 122 kV a průměrný součin expozičního času a proudu rentgenky je 1,92 mAs. Tyto hodnoty vznikly zprůměrováním zaznamenaných údajů, kdy pro větší objektivnost byla vyškrtuta nejvyšší a nejnižší hodnota. Při ZDS byla stanovena vzdálenost 100 cm. Elektrické množství je rovno 10 mAs a napětí 122 kV odpovídá dle protokolu hodnota  $K_{ev} = 3450 \mu\text{Gy}$ .

$$3,45 \cdot \frac{1,92}{10} \cdot \left( \frac{100}{150} \right)^2 \cdot \left( \frac{122}{120} \right)^2 = 0,3 \text{ mGy}$$

Následně, pokud je to možné, je výsledek porovnán s NDRÚ pro vybraná vyšetření. NDRÚ lze dohledat v příloze č. 22 k vyhlášce č. 422/2016 Sb., viz příloha A.

#### 4.4 Postup výpočtu pro skiaskopii

V rámci skiaskopie jsou využívány pro veškerá vyšetření hodnoty **součinu kermu ve vzduchu a plochy** ( $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ). Informace o  $P_{KA}$  musí poskytovat každý skiaskopický přístroj. KAP metr jako součást každého přístroje nařizuje vyhláška č. 422/2016 Sb. §77.

Tato veličina je nezávislá na vzdálenosti ohnisko – detektor. Jedná se o integrál kermu ve vzduchu bez započtení zpětného rozptylu přes plochu svazku v rovině kolmé na osu svazku měřené ve stejné vzdálenosti od ohniska. Viz vzorec č. 3

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (3)$$

V případě starších přístrojů, které neposkytují informaci o  $P_{KA}$ , se pro vyjádření MDRÚ může použít např. kerma v referenčním bodě nebo jiná dostupná veličina. (Pech, 2016a, s. 6-7)

V rámci skiaskopie jsou MDRÚ stanovovány pro jedno vyšetření bez předvídatelných komplikací během prováděného výkonu či operace. Stejně jako u skiografie se DRÚ vypočítává ze záznamů minimálně deseti vyšetření, které byly provedeny u pacientů s hmotností 65-75 kg a výškou 165-175 cm. (Pech, 2016b, s. 4)

#### 4.5 Postup výpočtu pro výpočetní tomografii

V této práci bude hodnota MDRÚ, pro většinu pracovišť, vyjadřována pomocí  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ . Objemový kermový index výpočetní tomografie [ $\text{mGy}$ ] pro každý vybraný výkon je stanoven dle indikace  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  přístrojem - viz vzorec č. 4 Porovnání hodnot MDRÚ a NDRÚ u vybraných výkonů je však možné i při vyjádření vstupní dávkové veličiny součinem kermu a délky na celé vyšetření [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}$ ]. DLP je indikován přístrojem - viz vzorec č. 5. (Pech, 2016a, s. 8-9)

## Objemový kermový index výpočetní tomografie, $C_{vol}$

$$C_{vol} = C_w \frac{NT}{1} \quad (4)$$

$C_w$  ... vážený kermový index výpočetní tomografie [mGy]

$N$  ... počet současně snímaných řezů

$T$  ... nominální šířka řezu [mm]

$1$  ... délka posunu stolu během jedné otáčky rentgenky [mm]

**Součin kermy a délky  $P_{KL,CT}$**  – celková hodnota součinu kermy a délky pro CT vyšetření o  $j$ -sekvencích (fázích) je definováno jako:

$$P_{KL,CT} = \sum_j C_{volj} l_j \quad (5)$$

$C_{volj}$  ... objemový kermový index výpočetní tomografie pro  $j$ -tou sekvenci [mGy]

$l_j$  ... délka posunu stolu  $l$  během  $j$ -té sekvence [mm]

V příloze č. 22 vyhlášky 422/2016 Sb. jsou uvedeny obě dvě možnosti. NDRÚ jsou určeny pro CT vyšetření hlavy, krku, hrudníku, páteře a pánve. Viz Tabulka č.2

**Tabulka 2 – NDRÚ pro výpočetní tomografii (Příloha č. 22 k vyhlášce č. 422/2016 Sb.)**

Typ vyšetření	Cvol (mGy)	PKL (mGy·cm)
Hlava	65	1100
Krk	21	500
Hrudník	15	500
Páteř	32	550
Břicho	19	750
Páneve	25	860

Výpočet MDRÚ je prováděn na základě zprůměrování hodnot, získaných z minimálního počtu 10 vyšetření. Pro potřeby stanovení MDRÚ musí vyšetřovaný pacient splňovat podmínku váhového rozmezí 60-80 kg. (Pech, 2016b, s. 4)

## 4.6 Postup výpočtu pro mamografii

Při mamografickém screeningu nebo diagnostickém vyšetření je důležité zaznamenat, pro každou expozici, následující údaje. Hodnotu použitého napětí, elektrického množství, druh použité filtrace (Rh, Ag) a tloušťku prsu po kompresi (nejčastěji se udává v mm). Veličinou, používanou pro vyjádření DRÚ je **střední absorbovaná dávka v glandulární tkáni ( $D_g$ )** na jednu projekci [mGy]. Střední dávka je získána výpočtem ze záznamů dávkové indikace přístrojem nebo dle následujícího vztahu, viz vzorec č. 6 (Věstník MZČR č. 6/2015, s. 16)

$$D_g = K_i \cdot g \cdot c \cdot s \quad (6)$$

$K_i$  ... dopadající kerma

$g$  ... konverzní faktor, který převádí dopadající kerma na střední dávku v mléčné žláze pro prs s 50 % glandularitou a Mo/Mo spektrum rentgenky

$c$  ... korekční faktor na složení prsu odlišné od 50 % glandularity

$s$  ... korekční faktor na spektrum rentgenky odlišné od kombinace Mo/Mo

Konverzní faktor  $g$  je funkcí tloušťky prsu po kompresi a polotloušťky HVL, měřené s kompresní deskou. Konverzní faktor  $g$  je určen pro molybdenovou anodu a molybdenový filtr. V případě, že není spektrum rentgenky Mo/Mo, je třeba ho pomocí faktoru  $s$  zkorigovat. Pokud není glandularita prsu 50 % (složení prsu: 50% tuková tkáň a 50% mléčná žláza), je pro výpočet třeba použít korekční faktor  $c$ . (Súkupová, 2018, s. 163)

V případě mamografie není podstatná váha pacienta. DRÚ jsou definovány pro určité tloušťky prsu po kompresi během vyšetření. Hodnoty jsou sledovány pro kraniokaudální projekce. NDRÚ potřebné pro optimalizaci MDRÚ jsou opět uvedeny v příloze č. 22 vyhlášky č. 422/2016 Sb.

## 4.7 MDRÚ v Nemocnicích Pardubického kraje

### 4.7.1 MDRÚ nemocnice Pardubice

V Krajské nemocnici Pardubice byl pomocí RF proveden sběr dat pro 4 **stacionární RTG přístroje** (D1, D2, D3, D4). Zprůměrované hodnoty vybraných vyšetření byly, pro lepší přehlednost a možnost srovnání, zaznamenány do Tabulky č. 3. Po porovnání výsledků jednotlivých vyšetření s NDRÚ uvedenými v příloze č. 22 vyhlášky 422/2016 Sb. nebylo zjištěno žádné překročení maximální povolené meze ani u jednoho ze sledovaných přístrojů.

Tabulka 3 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Pardubice (stacionární RTG přístroje)

Stacionární RTG - Pardubice				
Projekce	D1 - mGy	D2 - mGy	D3 - mGy	D4 - mGy
Plíce PA	0,04	0,05	0,17	0,05
Plíce LL	0,41	0,52	0,57	-
Břicho	1,69	2,18	2,53	1,69
Ls páteř AP	2,3	2,5	3,25	2,5
Ls páteř LL	3	2,36	3,4	3
Pánev	1,57	2,04	2	2,04
Kyčel	1,39	1,81	2,63	1,39
Th páteř AP	1,5	1,5	2,08	2,5
Th páteř LL	0,83	0,83	2,43	1,81
Lebka AP	1,04	1,67	-	1,04
Lebka PA	-	-	0,89	-
Lebka LL	0,6	1,04	0,81	0,87
Os sacrum	2,86	-	-	1,64

V rámci skiagrafických přístrojů byl proveden sběr dat a následný výpočet MDRÚ i na pěti RTG pojízdných přístrojích. Pojízdný RTG přístroj bývá nejčastěji využíván pro snímkování plic u pacientů upoutaných na lůžko. Snímky jsou prováděny z maximální možné vzdálenosti 120 cm. Výsledné MDRÚ jsou uvedeny v Tabulce č. 4.



Tabulka 4 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Pardubice (pojízdny RTG přístroje)

Pojízdny RTG - Pardubice		
Projekce	Přístroj	mGy
AP plíce	P1	0,09
AP plíce	P2	0,11
AP plíce	P3	0,18
AP plíce	P4	0,14
AP plíce	P5	0,08

V nemocnici Pardubice byla sesbírána data z pracoviště výpočetní tomografie. Pro výpočet MDRÚ byla vybrána nejčastěji prováděná vyšetření a pro každé z nich byl vypočítán průměr z 10 hodnot, indikovaných přístrojem. Pacienti, u kterých byly hodnoty z vyšetření zaznamenány, museli splňovat kritérium váhového rozmezí 65–80 kg a jejich výška se měla pohybovat od 165 do 175 cm. MDRÚ pro tento přístroj jsou vyjádřeny pomocí součinu kerry a délky  $P_{KL,CT}$ . Viz Tabulka č. 5. Po porovnání výpočtů s NDRÚ, které je možné dohledat v příloze č. 22 vyhlášky 422/2016, nebylo zjištěno jejich překročení ani u jednoho běžně prováděného vyšetření.

Tabulka 5 – MDRÚ vyjádřené  $P_{KL,CT}$  – nemocnice Pardubice (výpočetní tomografie)

CT – Pardubice			
Vyšetření	mGy·cm	Vyšetření	mGy·cm
Hlava	860	Pánev	850
VDN	55	C páteř	220
Středouší	160	TH páteř	500
Krk	410	L páteř	550
Hrudník	300	AG plic	300
Aorty	1000	Koranografie	300
Trup	1300	Enterografie	480
Břicho a pánev	500	Kolonografie	460

#### 4.7.2 MDRÚ nemocnice Ústí nad Orlicí

V Orlickoústecké nemocnici byl, v rámci **skiografie**, proveden sběr dat pro dva RTG systémy Fuji s nepřímou digitalizací a dva mobilní skiografické přístroje – Shimadzu MobileArt Evolution a Technix TMS 300. Po potřebných přepočtech byly zjištěny současné hodnoty  $K_{ev}$  pro vybraná vyšetření. Aktualizované hodnoty MDRÚ jsou uvedeny v Tabulkách č. 6 a 7.

Pro přepočty byly použity údaje z protokolu ZDS pro kontrolované přístroje. Při porovnání výsledků, ze všech přístrojů, s hodnotami NDRÚ uvedenými v příloze vyhlášky 422/2016 Sb. nebylo zjištěno překročení NDRÚ ani v jednom případě.

**Tabulka 6 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  – nemocnice Ústí nad Orlicí (stacionární RTG přístroj – chirurgie)**

<b>RTG (chirurgie) - Ústí nad Orlicí</b>					
<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>	<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>	<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>
Th páteř	3,29	C páteř	1,17	Humerus	1,17
Pánev	2,87	Břicho	2,36	Femur	1,39
Ls páteř	4,53	SI skloubení	2,64	Nativ uropoetic	1,49
Lebka	1,51	Os sacrum	7,42	Rameno	1,17
Plíce LL	0,60	Kyčle	1,49	VDN	1,81
Plíce AP	0,22	Koleno	0,19	Žebra	3,03

**Tabulka 7 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  – nemocnice Ústí nad Orlicí (stacionární RTG přístroj – interní oddělení)**

<b>RTG (interní oddělení) - Ústí nad Orlicí</b>					
<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>	<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>	<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>
TH páteř	3,51	C páteř	1,25	Humerus	1,25
Pánev	3,05	Břicho	2,52	Femur	1,57
LS páteř	4,97	SI skloubení	2,81	Nativ uropoetic	1,64
Lebka	1,61	Os sacrum	8,01	Rameno	1,25
Plíce LL	0,67	Kyčle	1,59	VDN	1,99
Plíce AP	0,24	Koleno	0,22	Žebra	3,22

Výsledné průměrné hodnoty  $K_e$ , vypočtené pro dva pojízdné skiagrafické přístroje jsou uvedeny v tabulce č. 8. Oba přístroje jsou používány pro snímkování pacientů na lůžku z maximální možné vzdálenosti 120 cm.

**Tabulka 8 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Ústí nad Orlicí (pojízdné RTG přístroje)**

<b>Pojízdné RTG přístroje - Ústí nad Orlicí</b>		
<b>Projekce</b>	<b>P1- mGy</b>	<b>P2 -mGy</b>
Plíce AP	0,34	0,21
Plíce AP	0,31	0,29

**Výpočetní tomografie** je na radiodiagnostickém oddělení prováděna na přístroji Toshiba Aquilion 64. Deset hodnot bylo zaznamenáno pomocí vedoucího RA z nemocničního systému a následně byla opět vytvořena jedna průměrná hodnota objemového kermového indexu výpočetní tomografie pro každé vybrané vyšetření. Vypočtené hodnoty jsou zaznamenány v Tabulce č. 9.

**Tabulka 9 – MDRÚ vyjádřené  $CTDI_{vol}$  – nemocnice Ústí nad Orlicí (výpočetní tomografie)**

<b>CT - Ústí nad Orlicí</b>			
<b>Vyšetření</b>	<b>mGy</b>	<b>Vyšetření</b>	<b>mGy</b>
CT AG DKK	58,03	CT kolene	17,73
CT AG plic	17,76	CT mozku	55,66
CT plic	14,64	CT břicha	26,7
CT ramene	46,65	CT LS páteře	37,81
CT zápěstí	9,25		

#### **4.8 MDRÚ nemocnice Litomyšl**

Na radiodiagnostickém oddělení nemocnice Litomyšl byl proveden sběr dat pro 2 stacionární RTG přístroje ET 2000 (výrobce TOSHIBA Medical Systems, Japan). Zaznamenány byly hodnoty pro nejčastěji prováděná vyšetření na daném pracovišti. Zprůměrováním zapsaných hodnot a následným přepočtem, který byl vysvětlen výše v textu, byly zjištěny současné hodnoty  $K_{ev}$  pro vybraná vyšetření. Viz tabulka č. 10 a č. 11. Pro přepočty byly použity údaje z protokolu ZDS pro jednotlivé kontrolované přístroje. Při porovnání výsledků, z obou přístrojů, s hodnotami NDRÚ uvedenými v příloze vyhlášky 422/2016 Sb. bylo zjištěno překročení NDRÚ pro RTG vyšetření břicha u přístroje B2542125. Současná velikost vstupní povrchové kermy byla vypočítána na 5,48 mGy a hodnota stanovená vyhláškou je 5,2 mGy. Překročena je tedy o 0,28 mGy.

Tabulka 10 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Litomyšl (stacionární RTG přístroj B2552127)

Stacionární RTG (B2552127) - Litomyšl					
Projekce	mGy	Projekce	mGy	Projekce	mGy
Th páteř AP	3,14	Lebka LL	0,78	Břicho	5,13
Th páteř LL	1,22	Plíce PA	0,19	Kyčle	1,7
Pánev	2,52	Plíce LL	0,41	Koleno	0,4
Ls páteř AP	4,11	Plíce AP	0,62	Rameno AP	1,44
Ls páteř LL	7,95	C páteř AP	1,1	Rameno LL	8,28
Lebka PA	1,37	C páteř LL	0,61	VDN	1,79

Tabulka 11 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Litomyšl (stacionární RTG přístroj B2542125)

Stacionární RTG (B2542125) - Litomyšl					
Projekce	mGy	Projekce	mGy	Projekce	mGy
Th páteř AP	3,36	Lebka LL	0,77	Břicho	5,48
Th páteř LL	1,22	Plíce PA	0,19	Kyčle	1,81
Pánev	2,51	Plíce LL	0,43	Koleno	0,45
Ls páteř AP	4,1	Plíce AP	0,62	Rameno AP	1,55
Ls páteř LL	7,85	C páteř AP	1,18	Rameno LL	8,24
Lebka PA	1,47	C páteř LL	0,66	VDN	1,92

U skiaskopického RTG přístroje C ramene byly, do předem připravené tabulky (viz příloha C), zaznamenány údaje pro 3 nejčastěji prováděné výkony. Následným zprůměrováním vznikly hodnoty plošné kermy, uvedené v Tabulce č. 12.

Tabulka 12 – MDRÚ vyjádřené  $P_{KA}$  - nemocnice Litomyšl (C rameno)

C rameno - Litomyšl	
Vyšetření	mGy·cm <sup>2</sup>
Zápěstí	287,4
Bérec	179,3
Kyčel	3234,1

V rámci výpočetní tomografie, která se provádí na CT přístroji Aquilion TOSHIBA, byly zaznamenány údaje pro čtyři CT vyšetření. Viz Tabulka č. 13. Porovnáním zprůměrovaných

hodnot vybraných vyšetření bylo zjištěno překročení NDRÚ u CT vyšetření břicha o 12,82 mGy a u CT vyšetření hrudníku o 9,63 mGy.

**Tabulka 13 – MDRÚ vyjádřené  $CTDI_{vol}$  - nemocnice Litomyšl (výpočetní tomografie)**

<b>CT - Litomyšl</b>			
<b>Vyšetření</b>	<b>mGy</b>	<b>Vyšetření</b>	<b>mGy</b>
Mozek	59,3	LS páteř	42,58
Břicho	31,82	Hrudník	24,63

#### **4.9 MDRÚ nemocnice Svitavy**

Svitavská nemocnice má v současné době k dispozici 2 stacionární RTG přístroje. Pro oba systémy byla zaznamenána data, potřebná pro následný výpočet vstupní povrchové kerry (mGy) u vybraných vyšetření. Viz Tabulka č. 14 a č. 15. Po porovnání výsledných hodnot s NDRÚ bylo zjištěno překročení hned v několika případech. U RTG systému B254 124 byly hodnoty NDRÚ překročeny následovně. Pro bočný snímek krční páteře o 0,03 mGy, AP projekci bederní páteře o 0,3 mGy, u snímku pánve o 0,18 mGy, bočného snímku hrudní páteře o 0,95 mGy a pro snímkování hrudní páteře AP o 0,6 mGy. U druhého RTG přístroje byly překročeny NDRÚ překročeny u stejných projekcích, a navíc u AP snímku plic (o 0,02 mGy). Hodnoty pro bočnou projekci krční páteře překračují NDRÚ o 0,09 mGy, pro AP projekci bederní páteře o 0,55 mGy, u pánve je hodnota vyšší o 0,29 mGy, u bočného snímku hrudní páteře dokonce o 1,21 mGy a pro AP projekci hrudní páteře jsou hodnoty překročeny o 0,8 mGy.

**Tabulka 14 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Svitavy (stacionární RTG přístroj B 254 124)**

<b>Stacionární RTG (B 254 124) - Svitavy</b>					
<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>	<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>	<b>Projekce</b>	<b>mGy</b>
Th páteř AP	5	Plíce PA	0,3	Koleno	0,27
Th páteř LL	6,65	Plíce LL	0,96	Femur	3,3
Pánev	4,68	Plíce AP	0,59	Rameno AP	1,73
Ls páteř AP	6,5	C páteř AP	1,35	Rameno LL	4,58
Ls páteř LL	10,27	C páteř LL	1,36	Kostrč AP	7,21
Lebka PA	1,25	Břicho	2,98	Kostrč LL	12,4
Lebka LL	1,07	Kyčle	2,74	VDN	2,53

Tabulka 15 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Svitavy (Stacionární RTG přístroj 78158HL3)

Stacionární RTG (78158HL3) - Svitavy					
Projekce	mGy	Projekce	mGy	Projekce	mGy
Th páteř AP	5,2	Plíce PA	0,32	Koleno	0,27
Th páteř LL	6,91	Plíce LL	1,02	Femur	3,37
Pánev	4,79	Plíce AP	0,62	Rameno AP	1,72
Ls páteř AP	6,75	C páteř AP	1,38	Rameno LL	4,76
Ls páteř LL	10,7	C páteř LL	1,39	Kostrč AP	7,49
Lebka PA	1,28	Břicho	3,09	Kostrč LL	12,92
Lebka LL	1,1	Kyčle	2,84	VDN	2,59

U **pojízdného skiagrafického přístroje** byl rovněž proveden sběr dat pro 10 vyšetření na lůžku pacienta ze vzdálenosti 120 cm. V prvním případě byl výpočet proveden pro napětí 70kV a elektrické množství 8 mAs a ve druhém případě pro napětí 95 kV a elektrické množství 3,2 mAs. Výsledné hodnoty jsou uvedeny v Tabulce č. 16.

Tabulka 16 – MDRÚ vyjádřené  $K_{ev}$  - nemocnice Svitavy (pojízdný RTG přístroj)

Pojízdný RTG - Svitavy	
Projekce	mGy
Plíce AP	0,43
Plíce AP	0,33

Pro všechny běžně prováděné projekce s využitím C ramene, bylo zaznamenáno 10 hodnot, které byly následně zprůměrovány. Výsledkem je Tabulka č. 17, ve které jsou uvedeny MDRÚ pro nejčastější vyšetření.

Tabulka 17 – MDRÚ vyjádřené  $P_{KA}$  - nemocnice Svitavy (C rameno)

C Rameno - Svitavy			
Vyšetření	mGy·cm <sup>2</sup>	Vyšetření	mGy·cm <sup>2</sup>
Zápěstí	790,36	Humerus	3248
Bérec	805,81	Předloktí	131,33
Kyčel	3602,9	URO	1975,93
Femur	7909,6		

Výpočetní tomografie je ve Svitavské nemocnici prováděna na přístroji GE BrightSpeed Elite. Hodnoty  $C_{vol}$  (mGy) indikované přístrojem byly zprůměrovány a pro jednotlivá vyšetření zaznamenány do Tabulky č. 18. Porovnáním zjištěných hodnot s NDRÚ pro výpočetní tomografii, bylo zjištěno překročení u CT vyšetření bederní páteře, a to o 20,16 mGy.

**Tabulka 18 – MDRÚ vyjádřené  $CTDI_{vol}$  - nemocnice Svitavy (výpočetní tomografie)**

<b>CT - Svitavy</b>			
<b>Vyšetření</b>	<b>mGy</b>	<b>Vyšetření</b>	<b>mGy</b>
Mozek	42,13	Hrudník	9,31
Břicho	10,71	Krk	9,99
LS páteř	52,16	Pánev	19,6

Na radiodiagnostickém oddělení Svitavské nemocnice byl, kromě výše uvedených vyšetření, proveden sběr dat pro mamografii. Zaznamenány byly hodnoty u vyšetření prováděných při stlačení prsu kompresními deskami na 3, 4, 5, 6 a 7 cm. Viz příloha D. Následně byly zprůměrovány a uvedeny do Tabulky č. 19. NDRÚ jsou uvedeny pro nižší i vyšší hodnoty tloušťky prsu po kompresi. Z hlediska množství prováděných vyšetření pro tyto parametry však není potřeba na tomto pracovišti provádět výpočet MDRÚ.

Při porovnání vypočtených hodnot MDRÚ a porovnání s NDRÚ, nebylo zjištěno překročení ani v jednom případě.

**Tabulka 19 – MDRÚ vyjádřené  $D$  – nemocnice Svitavy (mamografie)**

<b>Mamografie - Svitavy</b>	
<b>Tloušťka prsu - mm</b>	<b>D - mGy</b>
30	1,04
40	1,1
50	1,24
60	1,48
70	1,52

## 5 DISKUZE

Ze sběru dat na jednotlivých skiagrafičkových pracovištích a protokolů ZDS jsem pro **skiagrafii** provedla výpočty a následné stanovení MDRÚ. Veškeré vypočtené hodnoty byly pro lepší přehlednost uvedeny do tabulek. Následně byly projekce, pro které jsou vytvořeny NDRÚ, porovnány právě s těmito hodnotami. V Pardubické a Orlickoústecké nemocnici nebylo po porovnání MDRÚ s NDRÚ zjištěno žádné překročení, tudíž jsou MDRÚ nastaveny správně a není potřeba provádět nápravná opatření a opakované kontrolní výpočty. V Litomyšlské nemocnici bylo zjištěno, po porovnání nově vypočtených MDRÚ s hodnotami stanovenými vyhláškou, překročení u druhého stacionárního RTG přístroje. Vstupní povrchová kerma pro snímek břicha je vyšší o 0,28 mGy. Svitavská nemocnice pracuje taktéž se dvěma stacionárními RTG systémy. U RTG přístroje B254 124 byly hodnoty NDRÚ překročeny následovně. Pro bočný snímek krční páteře o 0,03 mGy, AP projekci bederní páteře o 0,3 mGy, u snímku pánve o 0,18 mGy, bočného snímku hrudní páteře o 0,95 mGy a pro snímkování hrudní páteře AP o 0,6 mGy. U druhého RTG přístroje byly NDRÚ překročeny u stejných projekcí, a navíc byla lehce překročena doporučená hodnota u AP snímku plic (o 0,02 mGy). Hodnoty pro bočnou projekci krční páteře překračují NDRÚ o 0,09 mGy, pro AP projekci bederní páteře o 0,55 mGy, u pánve je hodnota vyšší o 0,29 mGy, u bočného snímku hrudní páteře dokonce o 1,21 mGy a pro AP projekci hrudní páteře jsou hodnoty překročeny o 0,8 mGy. Překročení u jednotlivých přístrojů, která byla v praktické části této práce zjištěna, byla oznámena radiologickému fyzikovi.

Pro skiaskopické přístroje a CT jsem pak provedla zprůměrování sebraných dat a stanovení MDRÚ.

MDRÚ pro **skiaskopii** byly jsou vyjádřeny hodnotou součinu kermy ve vzduchu a plochy. V této práci byly především získány údaje pro peroperační skiaskopii prováděnou mobilním C ramenem.

**MDRÚ pro CT** byly v Pardubické krajské nemocnici stanoveny pomocí součinu kermy a délky  $P_{KL,CT}$ . V dalších třech nemocnicích jsou MDRÚ vyjádřeny objemovým kermovým indexem výpočetní tomografie  $CTDI_{VOL}$ . U některých CT vyšetření bylo po srovnání s NDRÚ zjištěno překročení doporučených hodnot. Výpočet vyšších hodnot je možné zdůvodnit stářím používaných přístrojů (oproti Pardubické nemocnici, kde nebylo zjištěno překročení NDRÚ ani v jednom případě). Při porovnání  $C_{VOL}$  a  $P_{KL}$  jsem došla k závěru, že pro stanovení MDRÚ



pro výpočetní tomografii je vhodnější využít  $P_{KL}$ , protože u této veličiny je zohledněna délka vyšetření, která se může lišit.

Příkladem může být CT vyšetření hrudníku v Litomyšlské nemocnici. V praktické části byl proveden výpočet a MDRÚ v  $P_{KL}$ . NDRÚ je nastavena na 15 mGy a MDRÚ ji převyšuje o 9,63 mGy. NDRÚ vyjádřená součinem kermy a plochy se rovná 500 mGy·cm. Zprůměrováním hodnot, které byly uvedeny do záznamové tabulky (viz příloha B), vyšla MDRÚ pro CT hrudníku 510,55 mGy·cm. MDRÚ je tedy překročena výrazně méně, než když je její hodnota vyjádřena pomocí  $CTDI_{VOL}$ .

Na **mamografickém pracovišti** Svitavské nemocnice jsem stanovila MDRÚ na základě sběru dat, která byla zaznamenána do předem vytvořené tabulky. Výpočet MDRÚ byl proveden pro vyšetření prováděná při stlačení prsu kompresními deskami na 3, 4, 5, 6 a 7 cm. Přestože jsou NDRÚ stanoveny i pro tloušťku prsu menší než 3 cm a vyšší než 7 cm, nebylo nutné provádět výpočet MDRÚ. Důvodem je nízký počet prováděných projekcí. Vypočtené hodnoty byly nižší než NDRÚ uvedené v příloze vyhlášky 422/2016, a proto není třeba přijímat žádná opatření týkající se úpravy expozičních parametrů.

## 6 ZÁVĚR

Tato bakalářská práce byla zaměřena na výpočet MDRÚ v Nemocnicích Pardubického kraje a. s. Dílčím cílem práce bylo porovnání vypočtených MDRÚ s NDRÚ, které jsou uvedeny v příloze č. 22 vyhlášky č. 422/2016.

Vzhledem k doporučenému rozsahu práce nebyly provedeny výpočty pro veškeré přístroje ve vybraných nemocnicích. Výběr byl však proveden tak, aby práce jako celek, zahrnovala vždy provedení minimálně jednoho výpočtu pro určitou zobrazovací modalitu. Postupy u dalších přístrojů z ostatních pracovišť jsou analogické.

Při porovnání mnou stanovených MDRÚ a porovnání s NDRÚ v příloze č. 22 vyhlášky č. 422 / 2016 Sb., jsem zjistila, že stanovené hodnoty pro skiografii, skiaskopii a mamografii na většině pracovišť nepřekračují doporučení NDRÚ. Není tedy nutné přijímat nápravná opatření ve smyslu optimalizace, úpravy snímkovacích protokolů – expozičních parametrů. Rovněž se výrazně neliší MDRÚ mezi jednotlivými nemocnicemi NPK, a. s. Porovnáním vypočtených MDRÚ s NDRÚ bylo zjištěno překročení u některých běžně prováděných vyšetření v Litomyšlské a Svitavské nemocnici.

Zjištěné neshody a překročení byly oznámeny vedoucímu RA z daného pracoviště a radiologickému fyzikovi pro Nemocnice Pardubického kraje a. s.

Překročení NDRÚ, která byla zjištěna pro určitá CT vyšetření v Orlickoústecké, Litomyšlské a Svitavské nemocnici, je možné zdůvodnit stářím používaných přístrojů. To je také jedním z důvodů výměny zařízení, která by se měla uskutečnit v následující době.

## 7 POUŽITÁ LITERATURA

HEŘMAN, Miroslav a kolektiv. Základy radiologie. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4

HUŠÁK, Václav a kol. 2009. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0

PECH, Petr. Místní radiologické standardy pro Nemocnice Pardubického kraje, a. s. – radiologická fyzika. Opočno, 2016.

PECH, Petr. Radiologický standard pro radiologickou fyziku, stanovení a hodnocení MDRÚ. Pardubice: Nemocnice Pardubického kraje, a. s., 2016

PERRY, N., BROEDERS, M., WOLF, C. de, TÖRNBERG S., HOLLAND, R. and KARSA, L. von. *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. Luxembourg Publications Office, 2013. ISBN 978-92-79-32970-8

PETERA, Jiří. Zdroje a biologické účinky záření. *Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně* [online]. 12.12.2006 [cit. 2019-04-06]. Dostupné z: [https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/lecba/jak-se-lecit/radioterapie-ozarovani/zdroje-a-biologicke-ucinky-zareni/?fbclid=IwAR2\\_H7ySjVu9e9eWeI\\_Tim1vOY5oZWfpRDpfJQ9xsoez-7jECjDkAgk\\_q4](https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/lecba/jak-se-lecit/radioterapie-ozarovani/zdroje-a-biologicke-ucinky-zareni/?fbclid=IwAR2_H7ySjVu9e9eWeI_Tim1vOY5oZWfpRDpfJQ9xsoez-7jECjDkAgk_q4)

PODZIMEK, František. Radiologická fyzika – Fyzika ionizujícího záření. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2015. ISBN 978-80-01-05319-5

Resortní bezpečnostní cíle. Nemocnice Pardubického kraje [online]. Pardubice: Nemocnice Pardubického kraje, ©2015 [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <http://www.nempk.cz/resortni-bezpecnostni-cile?fbclid=IwAR1mL7jx6tENmKgCX5dN4JyULqGclDSvbaVor5U4n7neuzCjnEKfq-pNgxI>

ROSINA, Jozef a kolektiv. Biofyzika. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3

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

STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. Desatero radiační ochrany personálu při skiaskopii: Snížení dávek pacientovi vede vždy ke snížení dávek personálu. *Státní úřad pro jadernou bezpečnost* [online]. Praha [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske\\_ozareni/plakaty\\_RDG/desatero\\_RO\\_personal\\_skiaskop.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/plakaty_RDG/desatero_RO_personal_skiaskop.pdf)

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

ŠVEC, Jiří, Jana CHMELÍKOVÁ a Karol KORHELÍK. Radioekologie pro radiologické asistenty. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2006. ISBN 978-80-7368-219-4

ULLMANN, Vojtěch. Aplikace ionizujícího záření: jaderné a radiační metody. *Astro nukl fyzika: jaderná fyzika - astrofyzika - kosmologie - filosofie* [online]. [cit. 2019-04-07].

Dostupné z:

[http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm?fbclid=IwAR0FtEsLyEC3MvGIte9pERHTcTMcRIqr3THyJNat825-Q\\_XiHc7qDEdMtH0#2](http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm?fbclid=IwAR0FtEsLyEC3MvGIte9pERHTcTMcRIqr3THyJNat825-Q_XiHc7qDEdMtH0#2)

ULLMAN, Vojtěch. Jaderná a radiační fyzika. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7

Věstník MZČR č. 11/2003 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2003. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z:

[http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik\\_3662\\_1782\\_11.html#prilohy](http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik_3662_1782_11.html#prilohy)

Věstník MZČR č. 4/2010 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2010. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z:

[http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c\\_3705\\_1770\\_11.html](http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c_3705_1770_11.html)

Věstník MZČR č. 6/2015 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2015. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z:

[https://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c6/2015\\_10291\\_3242\\_11.html](https://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c6/2015_10291_3242_11.html)

Věstník MZČR č. 2/2016 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z:

[http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c2/2016\\_11347\\_3442\\_11.html](http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c2/2016_11347_3442_11.html)

Věstník MZČR č. 10/2016 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z:

[http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c10/2016\\_13122\\_3442\\_11.html](http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c10/2016_13122_3442_11.html)

Věstník MZČR č. 11/2018 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2018. Dostupné z:

[http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c11/2018\\_16563\\_3810\\_11.html](http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c11/2018_16563_3810_11.html)

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

Vyhláška č. 55/2011 Sb. [online]. Vyhláška o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků, 2011. [cit. 2019-04-08]. Dostupné z:

<https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2011-55>

Vyhláška č. 422/2016 Sb. [online]. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016. [cit. 2019-04-08]. Dostupné z:

<https://zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>

Zákon č. 373/2011 Sb. [online]. Zákon o specifických zdravotních službách, 2011. [cit. 2019-04-08]. Dostupné z:

<https://zakonyprolidi.cz/cs/2011-373>

Zákon č. 263/2016 Sb. [online]. Atomový zákon, 2016. [cit. 2019-04-08]. Dostupné z:

<https://zakonyprolidi.cz/cs/2016-263>

## **8 PŘÍLOHY**

Příloha A - NDRÚ pro skiagrafická vyšetření dospělých.....	55
Příloha B - Záznamová tabulka pro výpočetní tomografii .....	55
Příloha C - Záznamová tabulka pro skiaskopii.....	56
Příloha D - Záznamová tabulka pro mamografii .....	56

**Příloha A - NDRÚ pro skiagrafická vyšetření dospělých (Příloha č.22 vyhlášky č. 422/2016)**

Typ vyšetření	$P_{KA}$ (mGy×cm <sup>2</sup> )	$K_e$ (mGy)
Lebka, přehledné snímky PA	700	2,8
Lebka, přehledné snímky LAT	550	2,2
Hrudník PA	220	0,3
Hrudník LAT	550	1,1
Krční páteř AP	290	1,7
Krční páteř LAT	280	1,3
Hrudní páteř AP	1 100	4,4
Hrudní páteř LAT	1 200	5,7
Bederní páteř AP	1 700	6,2
Bederní páteř LAT	3 100	12,0
Břicho AP	2 900	5,2
Pánev AP	2 000	4,5

**Příloha B - Záznamová tabulka pro výpočetní tomografii (Vlastní zpracování)**

Poř.č.	Výška [kg]	Váha [cm]	DLP [mGy*cm]	$C_{vol}$ [mGy]	kV
1.					
2.					
3.					
4.					
5.					
6.					
7.					
8.					
9.					
10.					

**Příloha C - Záznamová tabulka pro skiaskopii (Vlastní zpracování)**

Poř.č.	Výška	Váha	kV	mA	celkový čas vyš. (min)	Součin kermy a plochy (Gy*cm <sup>2</sup> )
1.						
2.						
3.						
4.						
5.						
6.						
7.						
8.						
9.						
10.						

**Příloha D - Záznamová tabulka pro mamografii (Vlastní zpracování)**

Poř.č.	Projekce	Kombinace anoda_filtr	kV	mAs	D (mGy)
1.					
2.					
3.					
4.					
5.					
6.					
7.					
8.					
9.					
10.					