



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Analýza obdržených dávek pracovníků Nemocnice Třebíč, p.o. během radiodiagnostických vyšetření

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Studijní program:

Ochrana obyvatelstva

Autor: Bc. Aleš Šotkovský

Vedoucí práce: prof. Dr. rer. nat. Friedo Zölzer, DSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci s názvem „*Analýza obdržených dávek pracovníků Nemocnice Třebíč během radiodiagnostických vyšetření*“ jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své diplomové práce, a to – v nezkrácené podobě – v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných fakultou – elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 9. 8. 2022

.....

Bc. Aleš Šotkovský

Poděkování

Rád bych poděkoval panu prof. Dr. rer. nat. Friedo Zölzerovi, DSc. za odborné vedení práce, trpělivost a cenné rady a připomínky k jejímu zpracování, paní Mgr. Zuzaně Freitinger-Skalické, Ph.D. za konzultaci ohledně praktické části práce, dále také vedoucí radiodiagnostického oddělení Nemocnice Třebíč paní Mgr. Tetyaně Royik, která poskytla dokumentace ke zpracování vlastního výzkumu, a všem ostatním, kteří se na vzniku této práce jakkoli podíleli.

Analýza obdržených dávek pracovníků Nemocnice Třebíč během radiodiagnostických vyšetření

Abstrakt

Objev rentgenového záření Wilhelmem Conradem Röntgenem v roce 1895 znamenal přelom nejen v oblasti lékařské diagnostiky, ale bez nadsázky v celé medicíně jako celku. Vznikl nový obor radiodiagnostika, který se především od 70. let minulého století velice rychle rozvíjel a dnes mají radiodiagnostické zobrazovací metody v lékařství své nezastupitelné místo, a jakýkoliv provoz zdravotnického zařízení si bez nich v současné době dokážeme představit jen velice těžko.

Se současným rychlým rozvojem tohoto oboru se oproti minulosti několikanásobně zvýšil nejen rozsah vyšetření, která jsme v současné době schopni provést, ale také počet takto vyšetřených pacientů. S tímto faktem bohužel také souvisí vyšší riziko vystavení zdravotnického personálu účinkům ionizujícího záření, a s tím spojených nežádoucích účinků. Aby bylo toto riziko co nejmenší za současného zachování počtu a kvality provedených vyšetření, je nutné, aby byl na pracovištích se zdroji ionizujícího záření obzvlášť kladen důraz na dodržování principů radiační ochrany a kontrolu, zda jsou tyto principy skutečně dodržovány. Z tohoto důvodu dochází u zaměstnanců, kteří zde pracují k monitorování obdržených dávek ionizujícího záření, a jeho pravidelnému vyhodnocování.

Cílem této práce je analýza obdržených dávek u pracovníků se zdroji ionizujícího záření na příslušných pracovištích Nemocnice Třebíč, p.o. v uplynulých deseti letech, kdy v této nemocnici došlo k významnému nárůstu pacientů vyšetřených pomocí radiodiagnostických zobrazovacích metod. Samotná práce je rozdělena na dvě hlavní části – část teoretickou a část praktickou.

V teoretické části je za pomoci dostupných zdrojů z české i zahraniční literatury popsána problematika týkající se zvoleného tématu. Nejprve je zde popsáno samotné rentgenové záření, jeho vznik, vlastnosti, účinky a možné využití, dále jsou zde popsány možnosti jeho detekce a také účinky, které toto záření má na živé buňky. Zvláštní prostor je zde také věnován ochraně před ionizujícím zářením – zde jsou uvedeny příslušné právní předpisy týkající se této oblasti a dále jednotlivé principy samotné ochrany. Poslední kapitola je pak věnována dozimetrii, a přímo tak souvisí se samotným výzkumem v této práci.

V praktické části je pak zahrnut vlastní výzkum. Pro tyto účely byl stanoven cíl práce - analyzovat zjištěné hodnoty osobních dávek a dávkových ekvivalentů u pracovníků radiodiagnostického oddělení a pracovníků centrálních operačních sálů Nemocnice Třebíč, p.o. v uplynulém desetiletí, tj. od roku 2011 do roku 2021. Do tohoto výzkumu bylo zahrnuto celkem 51 pracovníků příslušných oddělení pracujících zde po celé sledované období. Ti byli následně rozděleni do kategorií podle oddělení, na kterém vykonávali svou pracovní činnost, a podle svého pracovního zařazení. Během tohoto období byli všichni zmínění pracovníci monitorováni pomocí osobních filmových dozimetrů firmy VF, a.s., a na základě těchto zjištěných hodnot byl poté proveden samotný výzkum.

Klíčová slova: Rentgenové záření, radiační ochrana, dozimetrie, osobní dávka, ekvivalentní dávky, radiodiagnostika, operační sály

Abstract

The discovery of X-rays, made by Wilhelm Conrad Röntgen in 1895, was a major turning point not only in medical diagnostics but also in medical science as a whole. The discovery gave rise to a new field of medicine – radiodiagnostics. The field of radiodiagnostics has seen a rapid development, mainly since 1970s. Today, radiodiagnostic imaging methods have an indispensable place in medicine and no medical facility can possibly work without them.

With the current fast development in the field of radiodiagnostics, both the extent of X-ray examinations available to patients and the number of patients examined by X-rays have multiplied. Unfortunately, this brings along a higher risk of exposing medical staff to ionizing radiation effects and associated undesirable consequences. To keep the risk at the minimum level and at the same time maintain the number and quality of examinations performed, it is necessary to strictly obey the principles of radiation protection at facilities with sources of ionizing radiation. In addition, regular inspections must be done to check if these principles are obeyed in reality. That is why the doses of ionizing radiation received by staff working at such facilities are monitored and regularly assessed.

The objective of this thesis is to analyse the doses received by staff working with sources of ionizing radiation at Třebíč Hospital during the past ten years, when the hospital saw a significant increase in patients examined by radiodiagnostic imaging methods. The thesis is divided into two parts – a theoretical section and a practical section.

The theoretical section is based on both domestic and foreign literature. It describes the X-ray radiation itself, its origin, properties, effects and possible use. The theoretical section also explores ways to detect the radiation and the effects it has on living cells. There is a special focus on the protection from ionizing radiation, including the relevant legislation related to this subject and the individual principles of protection. The final chapter deals with dosimetry and thus relates to the research conducted in the practical section.

The practical section is based on research. The objective of the research was to analyse the values of effective doses and equivalent doses measured in staff working at the Department of Radiodiagnostics and the central operation theatres in Třebíč Hospital from 2011 to 2021. The research sample included 51 staff members working at those departments for the whole ten-year-long period. The participants were divided into categories according to their departments and their job titles. During the period all staff members were monitored by personal film dosimeters produced by VF, a.s. company. The research was based on the data measured during the period in question.

Keywords: X-rays, radiation protection, dosimetry, personal dose, equivalent doses, radiodiagnostics, operating rooms

Obsah

Úvod.....	10
1 Teoretická část.....	11
1.1 Rentgenové záření.....	11
1.1.1 Vznik rentgenového záření.....	11
1.1.2 Konstrukce rentgenky.....	12
1.1.3 Typy rentgenového záření.....	14
1.1.4 Tvrdé a měkké rentgenové záření.....	15
1.1.5 Spektrum rentgenového záření.....	17
1.1.6 Vlastnosti rentgenového záření.....	18
1.1.7 Veličiny spojené s popisem RTG záření.....	20
1.1.8 Využití rentgenového záření.....	21
1.2 Detekce záření.....	24
1.2.1 CR technologie.....	24
1.2.2 DR technologie.....	24
1.2.3 Rozptýlené záření a jeho redukce.....	25
1.3 Kvalita obrazu a její hodnocení.....	27
1.3.1 Geometrická neostrost.....	28
1.3.2 Pohybová neostrost.....	28
1.3.3 Prostorové rozlišení.....	28
1.3.4 Rozlišení při nízkém kontrastu.....	28
1.3.5 Artefakty.....	29
1.4 Biologické účinky RTG záření.....	30
1.4.1 Deterministické účinky.....	30
1.4.2 Stochastické účinky.....	33
1.4.3 Interakce záření s buňkou.....	34
1.4.4 Přímý a nepřímý účinek ionizujícího záření.....	35
1.4.5 Veličiny popisující biologický účinek záření.....	36
1.6 Ochrana před ionizujícím zářením.....	38
1.6.1 Základní legislativa týkající se ochrany před ionizujícím zářením.....	38
1.6.2 Principy ochrany před Ionizujícím zářením.....	40
1.6.3 Klasifikace zdrojů ionizujícího záření, kategorizace pracovišť a pracovníků.....	42
1.6.4 Kontrolované a sledované pásmo.....	45
1.7 Dozimetrie.....	47
1.7.1 Dozimetrie.....	47

1.7.2 Osobní monitorování	51
2 Cíl práce a hypotézy	53
3 Metodika výzkumu	54
3.1 Radiodiagnostické oddělení (RTG).....	54
3.2 Centrální operační sály (COS)	55
4 Výsledky	57
4.1 Radiodiagnostické oddělení (RTG).....	57
4.2 Centrální operační sály (COS)	83
4.3 Vyhodnocení hypotéz.....	110
4.3.1. Ověření hypotézy H1	110
4.3.2. Ověření hypotézy H2.....	111
4.3.3. Ověření hypotézy H3.....	113
4.3.4. Ověření hypotézy H4.....	114
5 Diskuze	116
6 Závěr	120
7 Seznam použitých zkratk	122
8 Seznam použitých zdrojů.....	124
9 Seznam obrázků.....	128
10 Seznam tabulek	129
11 Seznam grafů	130

Úvod

V uplynulém desetiletí došlo v Nemocnici Třebíč, p.o. k několika významným investicím, které měly za cíl nejen zvýšit kvalitu poskytované péče, ale také rozšířit a navýšit kapacity samotné nemocnice a umožnit tak péči mnohem vyššímu počtu pacientů, než tomu bylo v předchozích letech. V této souvislosti se také zvýšil počet pacientů vyšetřených v rámci radiodiagnostického oddělení, ať už hospitalizovaných v nemocnici či vyšetřených ambulantní cestou. Také vzrostl počet operačních zákroků, během kterých bylo třeba rentgenové asistence.

Tyto skutečnosti znamenaly zvýšení počtu expozičních situací, a s tím související zvýšené riziko nežádoucího ozáření u personálu radiodiagnostického oddělení a centrálních operačních sálů. Proto musí být v současné době kladen stále větší důraz na dostatečné zajištění radiační ochrany na zmíněných pracovištích, na správné dodržování jejich principů, a také na pravidelné monitorování a vyhodnocování obdržených dávek u všech pracovníků těchto pracovišť. V případě, že dojde k překročení stanovených limitů ozáření, musí být vyvozeny závěry a sjednána náprava.

Tématem této diplomové práce je analýza obdržených dávek u pracovníků radiodiagnostického oddělení a centrálních operačních sálů Nemocnice Třebíč, p.o. během radiodiagnostických výkonů a posouzení, jak může případný meziroční přírůstek stanovených efektivních dávek u personálu přímo souviset se zvyšujícím se počtem provedených výkonů.

Toto téma jsem si pro svoji diplomovou práci vybral z toho důvodu, že v uvedeném zdravotnickém zařízení sám pracuji jako radiologický asistent, a zkoumaná problematika se tedy přímo dotýká také mě osobně. Jsem přesvědčený, že problematice zajištění radiační ochrany je třeba z důvodu stále se zvyšujícího počtu vyšetření do budoucna věnovat stále větší pozornost a to nejen v naší nemocnici, ale také v rámci celého zdravotnictví.

1 Teoretická část

1.1 Rentgenové záření

Rentgenové záření je pronikavé elektromagnetické záření o velmi krátkých vlnových délkách (rozmezí 10^{-8} až 10^{-12} m) a vysokých frekvencích. Toto záření prochází hmotou i vakuem, kde jeho intenzita klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Šíří se přímočaře rychlostí světla, má tzv. ionizační účinky, což znamená, že množství energie, které záření nese, stačí na uvolnění elektronu z atomu (Seidl et al., 2012)

Záření způsobuje zčernání fotografického papíru, což je označováno jako fotochemický efekt a jeho podstatou je změna chemického složení papíru působením rentgenového záření. Dále při interakci s některými látkami vyvolává vznik viditelného světla, tzv. luminiscenci. (Nekula et al., 2001)

Významné jsou též jeho biologické účinky – působením fotonů na biologický materiál dochází k absorpci energie, což má za následek vyrážení elektronů z jejich orbit a tvorbu záporně nabitých iontů. Ionizované části molekul se stávají vysoce reaktivními a vedou ke vzniku mnoha chemických reakcí, které mohou způsobit změny v genetické informaci, při vyšších dávkách může dojít také k trvalému poškození buněk nebo i buněčné smrti. (Seidl et al., 2012)

1.1.1 Vznik rentgenového záření

Rentgenové záření vzniká jak přirozenou cestou (tzv. přírodní ozáření), tak také uměle. Přírodní ozáření sestává ze čtyř složek – kosmického záření emitovaného Sluncem a hvězdami při teplotách v řádech milionů °C, dále tzv. terestriálního záření vznikajícího v zemské kůře při rozpadu radionuklidů, např. uranu nebo thoria, poté z takzvaných vnitřně uložených radionuklidů nacházejících se v organismu, z nichž nejvýznamnějším je izotop ^{40}K , a poslední složku tvoří radon. Ten vzniká postupnou přeměnou uranu, přítomného ve všech složkách zemské kůry, a na přírodním ozáření má největší podíl. (Bushong, 2013)

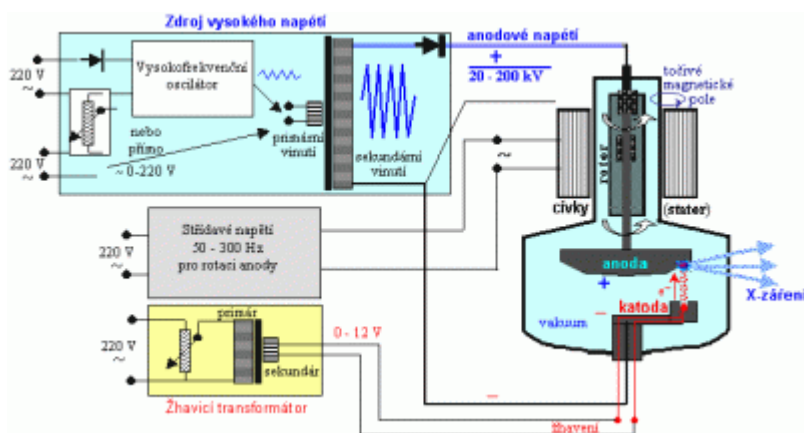
Zdrojem umělého záření je rentgenka, nebo též rentgenová lampa či trubice (z anglického označení X-ray tube), což je evakuovaná skleněná trubice uložená v olověném krytu. Její základní části jsou katoda, která bývá obvykle žhavená, a anoda. Mezi nimi je velký

potenciálový rozdíl, nejčastěji v rozmezí 10 – 400 kV. ve které dochází ke vzniku záření vlivem prudkého zabrzdění velmi rychle letících elektronů hmotou o vysoké hmotnosti. (Reichl, 2012)

Rozžhavením katody jsou uvolněny elektrony, které jsou následně značně urychleny vysokým napětím mezi katodou a anodou. Při jejich dopadu na plochu anody dojde k jejich prudkému zabrzdění, přičemž na samotné rentgenové záření se přemění jen nepatrná část z jejich kinetické energie, a to pouze kolem 1% z celkové kinetické energie dopadajících elektronů. Zbývajících 99% se pak mění na teplo. (Nekula et al., 2001)

1.1.2 Konstrukce rentgenky

Katoda, která slouží k produkci elektronů, bývá tvořena spirálovitě navinutým vláknem z wolframu, často obohaceného o příměs thoria (zvyšuje efektivitu emise elektronů a také prodlužuje životnost katody). Toto vlákno je dále připojeno k žhavicímu obvodu, a při průchodu elektrického proudu tímto obvodem dochází vlivem teploty k termoemisi elektronů. Anoda, též označovaná jako terčik, bývá tvořena kovovým materiálem o vysoké elektronové hustotě, nejčastěji wolframem. Do něj se ještě z důvodu zvýšení odolnosti může přidávat přibližně 10 % rhenia. (Súkupová, 2013b)



Obrázek 1 - Schéma rentgenky

Zdroj: (Radiobiologie, 2010)

Rentgenky používané v radiodiagnostice využívají fokusace elektronového svazku do jediného místa, takzvaného ohniska, což je nezbytné k dosažení dobré ostrosti a rozlišení obrazu při radiodiagnostice. Protože se ale naprostá většina kinetické energie dopadajících elektronů přemění v teplo, došlo by brzy na anodě k přehřátí tohoto místa. Tomuto se často zabráňuje rotací anody. Využívá se především takového konstrukčního řešení rentgenky, kde má anoda tvar kuželovitého disku, který rotuje kolem své podélné osy, takže svazek elektronů dopadá pokaždé do jiného místa po obvodu anody, čímž je zahřívání a odvod

tepla rovnoměrnější. Rentgenky pro velmi vysoké výkony mají pak anodu chlazenou aktivně – uvnitř anody se nachází dutina, kterou protéká chladicí kapalina. (Seidl et al., 2012)

Samotná rentgenka vyžaduje dostatečné elektrické napájení dodávající elektrickou energii, která jednak generuje RTG záření, a také zajišťuje další funkce nezbytné pro správný provoz zařízení. Celkem má tři základní zdroje napětí, a to žhavicí napětí, anodové napětí, a rotace anody. (Falk, 2019)

- zdroj žhavicího proudu pro katodu - Je z transformátoru dodáváno nízké napětí většinou 6–12 V a proud v rozmezí cca 0,5–10 A, s možností plynulé regulace.
- zdroj vysokého anodového napětí - Anodového napětí je nezbytné pro urychlování elektronů v rentgence. Využívá se napětí v rozmezí cca 20–250 kV, ale může být i nižší, a to u speciálních rentgenek pro spektrometrické použití. Základem tohoto zdroje je vysokonapěťový transformátor, který síťové napětí (220/380 V) transformuje nahoru – buď přímo ze síťového napětí, nebo nověji přes elektronický oscilační obvod. Hodnota anodového napětí je regulovatelná buď plynule, nebo skokově, což umožňuje autotransformátor, který je předřazen před vysokonapěťový transformátor.
- napájení pro rotaci anody – zde se jedná o střídavé napětí, většinou síťové 220/380 V, přiváděné na cívky statoru, vytvářející točivé magnetické pole pro rotaci anody rentgenky. Pro zamezení zbytečně dlouhé rotace rentgenky setrvačností po skončení expozice se na příslušné cívky statoru po jejím ukončení na chvíli připojí opačná fáze střídavého napětí, čímž dojde k obrácení směru točivého magnetického pole a tím pádem zabrzdění anody. (Seidl et al., 2012)

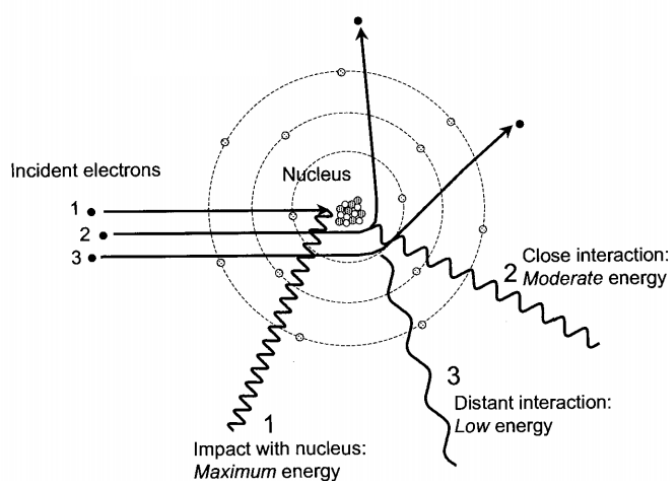
Z konstrukčního hlediska rozlišujeme rentgenky s pevnou anodou (tzv. Röntgenova lampa, jejíž anoda se při expozici nepohybuje), rentgenky s rotační anodou (tzv. Coolidgeova rentgenka, jejíž anoda se během snímkování otáčí s frekvencí, jenž je závislá na frekvenci napětí přiváděného na stator rentgenky), spínací rentgenky (obsahují tzv. pomocnou mřížku, kdy lze pomocí napětí na této mřížce spínat anodový proud), a řízené rentgenky (pomocí časové změny napětí na pomocné mřížce je určena velikost a tvar impulsu anodového proudu). (Zoul, 2013)

Rentgenky využívané při vlastním provozu v RTG přístrojích bývají uloženy ve speciálním krytu válcovitého tvaru. Tento kryt je z důvodu zabránění nežádoucímu pronikání RTG záření do okolí krytý olovem. Ve střední části krytu je pak nestínící okénko vyrobené většinou z akrylátového skla, k němuž je rentgenka natočena svým dopadovým ohniskem a tímto okénkem pak RTG paprsek vychází ven z přístroje k příslušnému použití. Prostor mezi rentgenkou a stěnami obalu bývá u výkonových rentgenek vyplněn chladicím olejem. (Seidl et al., 2012)

1.1.3 Typy rentgenového záření

Při dopadu elektronů na anodu vzniká záření dvojího typu – brzdné a charakteristické. Některé zdroje hovoří též o tzv. Lilienfeldově viditelném záření.

- Brzdné záření vzniká interakcí elektronu a jádra atomů anody. Zabrzdění elektronů může nastat najednou čili jednostupňově, nebo postupně v několika atomech. Záření vzniklé jednostupňovým zabrzděním má nejkratší vlnovou délku, zatímco záření vzniklé zabrzděním ve více atomech vyvolá směs různých vlnových délek, které jsou delší než vlnová délka záření vznikajícího při jednostupňovém zabrzdění. Tato skutečnost, že brzdné záření je směsí různých vlnových délek je dána mimo jiné tím, že napětí na katodě nemá stále stejnou hodnotu, ale spíše pulsuje, takže urychlení elektronů není stále stejné, ale více či méně kolísá. Z tohoto důvodu je brzdné záření charakterizováno spojitým spektrem, kdy ve spektru tohoto záření pak část vznikající jednostupňovým zabrzděním představuje záření s hraniční vlnovou délkou (Chudáček, 1995)

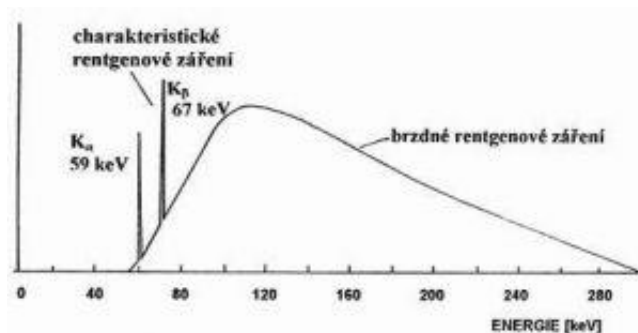


Obrázek 2- Vznik brzdného záření

Zdroj: (Súkupová, 2013)

- Charakteristické záření vzniká tak, že elektron dopadající na anodu má tak vysokou energii, že dojde k excitaci atomů anody uvolněním elektronů z obalu ze slupek blízkých jádru. Na těchto slupkách pak vznikají prázdná místa, která se zaplní elektrony z vyšších sfér za současné emise fotonů rentgenového záření. Energie těchto fotonů je pak dána rozdílem příslušných energetických hladin. (Baxa, 2011)

Z tohoto důvodu má tudíž vznikající záření pouze určité vlnové délky, a proto vytváří na rozdíl od záření brzdného pouze čárové, tzv. diskrétní spektrum. Jako charakteristické je toto záření označováno z toho důvodu, že závisí na materiálu ohniska anody rentgenky, tedy části anody, na kterou dopadá většina elektronů, které byly uvolněny z katody. (Chudáček, 1995)



Obrázek 3 - Brzdné a charakteristické záření
Zdroj: (Radiobiologie, 2010)

- Lilienfeldovo viditelné záření, též přechodové záření, je lidským okem viditelné slabé záření modro-šedé barvy, které vzniká u anody. Toto záření vzniká tak, že elektrony překročí rozhraní dvou prostředí, která mají rozdílnou relativní permitivitu. Průchodem tohoto rozhraní poté dojde ke změně intenzity elektrického pole v okolí částic, a následně tak ke vzniku elektromagnetického záření, označovaného jako přechodové. Pokud následně nabitá částice narazí na kovový povrch, dojde k emisi přechodového záření. Existence tohoto záření je známa od roku 1919, ovšem jeho princip byl popsán až v roce 1946, a v současnosti nachází uplatnění především v rentgenové mikroskopii. (Rabinowitz, 2003)

1.1.4 Tvrdé a měkké rentgenové záření

Rentgenové záření můžeme rozlišit v závislosti na jeho vlnové délce, fotonové energii a následné schopnosti pronikat tkáněmi do dvou skupin, a to na tzv. tvrdé (vysokoenergetické) a měkké (nízkoenergetické). Zde platí, že záření je tím tvrdší, čím je

větší anodový proud. Dále také platí, že čím je větší katodový proud, tím je vzniklé RTG záření intenzivnější. (Connor, 2019)

Tvrdé rtg záření o velké pronikavosti, je charakterizováno vlnovou délkou od 10^{-10} m do 10^{-12} m. Získává se v rentgenkách s vysokým urychlovacím anodovým napětím a nachází uplatnění především v rentgenových zařízeních pro diagnostiku (například rtg vyšetření končetin nebo tělních orgánů) a také mimo medicínu, a to v oborech, ve kterých je nutný průnik záření do poměrně velké hloubky materiálu, například při defektoskopii.

Měkké rtg záření, které se na rozdíl od záření tvrdého vyznačuje nižší pronikavostí, dosahuje vlnových délek 10^{-8} až 10^{-10} m. Jeho výhodou je při těchto vyšetřeních jeho nízká pronikavost v materiálech, možnost poměrně přesného dávkování a jemné rozlišení detailů v diagnostikované tkáni. Získává se v rentgenkách s menším urychlovacím anodovým napětím a je využíváno hlavně v medicíně, například jako rentgeny ve stomatologii nebo při vyšetřování měkkých tkání – zde je typickým příkladem použití v mammografii. (Markytánová, 2007)

1.1.4.1 Využití měkkého rentgenového záření v mammografii

Mammografie je specializovanou diagnostickou metodou, kdy dochází ke zobrazení případných nehomogenit a okrsků se zvýšenou hustotou v ženské prsní tkáni, což by mohlo značit přítomnost určitého nádorového procesu. Mammografická rentgenka je na rozdíl od rentgenky užívané v běžné diagnostice tvořena molybdenovou anodou a beryliovým výstupním okénkem, kde velikost ohniska dosahuje zhruba 0,1 – 0,3 mm. K filtraci svazku záření dochází pomocí molybdenového nebo rhodiového filtru, který propouští pouze fotony, jejichž energie nepřesahuje hodnotu 20 – 23 keV. Samotné vyšetření poté probíhá tak, že nejprve dojde ke stlačení tkáně vyšetřovaného prsu mezi dvěma kompresními deskami, přičemž tloušťka takto stlačené tkáně dosahuje cca 7 cm – tímto je dosaženo optimálního kontrastu zobrazení, navíc také dojde k omezení průtoku krve danou oblastí, a vlivem následné hypoxie se poněkud sníží radiobiologický účinek rentgenového záření. Takto stlačená tkáň je poté prozářena měkkým rentgenovým zářením, které s atomy tkáně interagují především pomocí fotoefektu, čímž dochází ke vzniku vyššího kontrastu absorpce i mezi tkáněmi s malým rozdílem denzity. Vzniklý obraz je zachycen na plochý polovodičový flat-panel s přímou digitalizací, dříve se využívala kazeta s RTG filmem opatřeným zesilovačem obrazu. Pokud je vyšetření provedeno správně, je možné odhalit nádor již od velikosti cca 4 mm. (Seidl et al., 2012)

1.1.4.2 Využití měkkého rentgenového záření ve stomatologii

Pro vyšetření ve stomatologii se používají speciální typy rentgenových přístrojů malého rozměru. Součástí přístroje je samozřejmě rentgenka, která se v tomto případě skládá ze 2 wolframových elektrod – spirálovitě tvarované katody umístěné v molybdenové misce, a anody. Celá rentgenka je pak uložena ve stíněném krytu, nejčastěji z olova. Během vyšetření je katoda žhavana z transformátoru, v důsledku čehož dochází k uvolnění elektronů, které dopadají na anodu za vzniku velkého množství tepla a malého množství rentgenového záření, které je následně odváděno výstupním okénkem. Záření následně prochází snímkanou oblastí a dopadá na detektor obrazu, umístěný za vyšetřovanou strukturou. (Steklý, 1999)

1.1.5 Spektrum rentgenového záření

Jako spektrum RTG záření se označuje grafické znázornění množství záření a zastoupených energií ve svazku záření. Je tvořeno superpozicí spektra brzdného záření, (které je spojité) a spektra záření charakteristického (diskrétní), tzv. píky. (Pánková, 2021)

Spektra rentgenového záření se vyznačují malým počtem píků, na rozdíl od spekter optických, která bývají naopak složitá. Je to dáno vznikem spekter, kdy obě spektra vznikají v různých částech atomů - optická spektra jsou způsobena pohyby okrajových elektronů, zatímco spektra rentgenová vznikají v nižších energetických hladinách atomového obalu, a to díky velkým energiím fotonů rentgenového záření. Spektra vykazují kromě spojitěho rozdělení vlnových délek až k minimální vlnové délce také úzká ostrá maxima, a to při vlnových délkách charakteristických pro materiál terčíku. Spojité spektrum je výsledkem obráceného fotoelektrického jevu, zatímco spektrum diskrétní má svůj původ právě v elektronových přechodech uvnitř atomů – rozdíly v energiích jednotlivých stavů s různým momentem hybnosti v rámci jedné slupky jsou poměrně malé, pokud je srovnáme s energetickými rozdíly mezi slupkami samotnými. Pokud se nějaký elektron s velkou energií střetne s atomem a excituje elektron ze slupky K na vyšší energetickou hladinu, vyzáří tento atom s chybějícím K-elektronem při přechodu elektronu z vnější slupky do díry ve slupce K většinu ze své excitační energie ve formě fotonu rentgenového záření. Rentgenová spektra jsou tvořena několika skupinami, označovanými

jako série. Série s nejkratšími vlnovými délkami se nazývá K, další série pak analogicky L, M, N a O, a to ve směru k delším vlnám. Ovšem atom s chybějícím vnitřním elektronem může ztratit svoji excitační energii také bez emise fotonu rentgenového záření, a to během jevu nazývaného Augerův, podle svého objevitele. Zde dochází k tomu, že elektron přecházející z vyšší energetické hladiny na nižší předá svoji energii elektronu z téže nebo vyšší energetické hladiny. Tento elektron, označovaný jako Augerův elektron, je následně vlivem přijaté energie uvolněn z vazby, přičemž energie tímto elektronem odnášena je rovna rozdílu energetických hladin, mezi kterými přechází původní elektron, a vazebné energie uvolněného elektronu. Po emisi Augerova elektronu zůstane atom dvojnásobně izolován, čehož se využívá při Augerově spektroskopii při zkoumání povrchu pevných látek. (Beiser, 1978)

1.1.6 Vlastnosti rentgenového záření

Pro rentgenové záření jsou typické některé specifické vlastnosti, kterými je například jeho schopnost pronikat hmotou za jeho současného zeslabování, dále jeho schopnost přeměnit se při interakci s určitými látkami na viditelné záření, což je označováno jako tzv. luminiscenční efekt, schopnost způsobit změny v chemickém složení materiálu, na nějž dopadá – zde hovoříme o tzv. fotochemickém efektu, schopnost způsobit ionizaci elektronů – tzv. ionizační efekt. (Michálek, 2010)

1.1.6.1 Schopnost průniku hmotou

Rentgenové záření je schopné pronikat hmotou, přičemž je při tomto průchodu zeslabováno. Na jeho zeslabení se podílí absorpce a rozptyl

- a) absorpce - tento jev je vysvětlován fotoefektem, při němž foton RTG záření narazí na některý oběhový elektron atomu, předá mu veškerou svoji energii a sám zaniká. Elektron následně vylétne mimo svoji slupku. Když dolétne mimo oblast silového pole atomu, tak dojde k ionizaci, a když elektron zůstane v silovém poli atomu, dostane se atom do vybuzeného stavu. Při návratu z vybuzeného do klidového stavu je vyzářená energie tím větší, čím byl elektron vypuzen na vyšší energetickou slupku atomu.
- b) rozptyl – zde hovoříme o klasickém rozptylu, a o tzv. Comptonově rozptylu. Při rozptylu klasickém dochází ke srážce RTG kvanta s obíhajícím elektronem, a při této srážce dojde k vychýlení kvanta záření z původního směru, ovšem neztratí žádnou svoji energii, a ani elektron se nevychýlí ze své dráhy. Při Comptonově rozptylu dojde při stejné srážce k vychýlení kvanta záření z původního směru a také ke ztrátě jeho energie, toto kvantum

pak pokračuje dále jako kvantum o větší vlnové délce, než byla jeho původní. Elektron, se kterým se kvantum srazilo, je vyražen z oběhové slupky. (Chudáček et al., 1995)

Zeslabení pronikajícího RTG záření je dále závislé také na tloušťce hmoty, kterou záření prochází, a to tak že čím je tloušťka hmoty větší, tím silněji je záření zeslabováno. Kromě toho závisí velikost zeslabení také na složení hmoty. Zde platí, že zeslabení je přímo úměrné třetí mocnině délky záření a třetí mocnině atomového čísla prvku. (Chudáček et al., 1995)

1.1.6.2 Luminiscenční efekt

Rentgenové záření vyvolá při dopadu na některé látky jejich světélkování, tento jev je označován jako luminiscenční efekt. Světélkování může být dvojí, rozlišujeme takzvanou fluorescenci, kdy vhodná látka světélkuje jen při dopadu krátkovlnného záření, a fosforescenci, kdy látka světélkuje ještě nějakou dobu po dopadu záření. Látky, které mají tuto možnost světélkovat, se nazývají luminofory. Při luminiscenci vyrazí kvantum RTG záření elektron ze zevní oběhové slupky na některou slupku bližší jádru. Tímto dojde k uvolnění energie, která je však nižší než energie uvolněná při vzniku charakteristického záření, protože při luminiscenci dochází přeskokem na vnějších drahách, a energie je tak vyzářena v podobě světla o vlnové délce větší než je vlnová délka RTG záření.

1.1.6.3 Fotochemický efekt

Další charakteristickou vlastností RTG záření je schopnost tzv. fotochemického efektu, při kterém dochází k uvolnění vzájemných vazeb halogenidů stříbra (především AgBr a AgI). Přeměňuje iont stříbra a iont bromu na neutrální atomy stříbra a bromu. Této vlastnosti se využívá především při radiodiagnostických zobrazování. Halogenidem stříbra potažená fotografická deska vlivem viditelného světla zčerná, a pokud na tuto desku položíme například ruku nebo jakoukoli jinou vyšetřovanou část těla, po procesu vyvolání dostaneme obrys této ruky, případně jiné vyšetřované části. V praxi se fotografická deska vkládá ještě do kazety neprůsvitné pro viditelné světlo, a před tuto desku se navíc ještě vkládá luminiscenční fólie, jejímž úkolem je intenzitu vzniklého obrazu ještě více zesílit. Ovšem v současné době se od této metody upouští, protože s vynálezem polovodičových detektorů lze získat rentgenový snímek v digitální podobě, tudíž použití fotochemických snímků je tak oproti novým metodám mnohem pracnější a časově náročnější. (Svoboda, 1976)

1.1.6.4 Schopnost ionizace elektronů

Při dopadu kvanta záření na elektron atomu může dojít k vyražení elektronu mimo tento atom, přičemž dojde k porušení elektrické rovnováhy atomu. Tento děj se nazývá ionizace. Elektrony uvolněné při této interakci se mohou srazit s elektrony dalších neutrálních atomů, kterým tak předají část své energie. Tímto způsobem dochází k dalším ionizacím a vzniku tzv. sekundárních elektronů. Této skutečnosti se využívá při měření intenzity RTG záření, při kterém se pomocí přístroje zvaného ionizační komůrka měří množství volných elektronů vzniklých při ionizaci. (Beiser, 1978)

1.1.7 Veličiny spojené s popisem RTG záření

1.1.7.1 Aktivita

Aktivita A vyjadřuje počet radioaktivních přeměn daného radionuklidu za jednotku času. Jednotkou aktivity je Becquerel (Bq), přičemž aktivitu 1 Bq má látka, ve které dochází k jednomu radioaktivnímu rozpadu za sekundu.

1.1.7.2 Objemová aktivita

Objemová aktivita vyjadřuje počet radioaktivních přeměn daného radionuklidu o určitém objemu za jednotku času. Jednotkou je Bq/m^3 , přičemž objemovou aktivitu 1 Bq/m^3 má látka, u které v 1 metru krychlovém dochází k jedné radioaktivní přeměně za sekundu.

1.1.7.3 Poločas rozpadu

Jako poločas rozpadu je označována doba, za kterou se rozpadne přesně polovina z celkového množství příslušného radionuklidu. Pro konkrétní radionuklid je konstantní. (Státní úřad pro radiační ochranu, 2022)

1.1.7.4 Emise

Hodnota veličiny emise udává počet fotonů záření, které byly emitovány zdrojem za jednotku času. Rozměrem této veličiny je s^{-1} .

1.1.7.5 Expozice (dříve těž dávka záření) X

Tato veličina vyjadřuje ionizační účinky fotonů ve vzduchu. Je definována jako náboj, který získá 1 kg hmoty při průchodu ionizujícího záření. Jednotkou této veličiny je Coulomb na kilogram (C/kg), čili takové množství záření, které v 1 kg hmoty vyvolá náboj o velikosti 1 coulombu.

1.1.7.6 Expoziční rychlost

Expoziční rychlost je definována jako nárůst expozice ΔX v daném časovém intervalu Δt . Jednotkou je $A \cdot kg^{-1}$. Rozměr expoziční rychlosti je $A \cdot m^2 \cdot s^{-2}$.

1.1.7.7 Absorbovaná dávka

Absorbovaná dávka charakterizuje, jakou energii dodá záření při průchodu 1 kg hmoty. Jednotkou absorbované dávky je Gray (Gy) přičemž dávka o velikosti 1 Gy dodá kg hmoty energii o velikosti 1 joule. Dříve se používala jednotka rad a platí, že 100 rad odpovídalo velikosti absorbované dávky právě 1 Gy.

1.1.7.8 Dávkový příkon

Dávkový příkon je podobně jako expoziční rychlost vyjádřena jako přírůstek dávky ΔD v časovém intervalu Δt . Jednotkou je $Gy \cdot s^{-1}$

1.1.7.9 Kerma

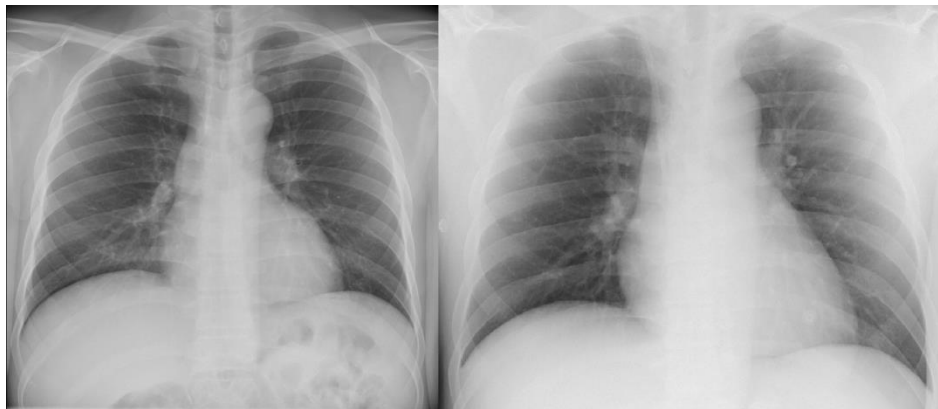
Kerma je rovna podílu součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemu látky o hmotnosti dm , a této hmotnosti dm . Vztahuje se tedy k přenosu energie nenabitých částic nabitým částicím vznikajícím v látce. Jednotkou je gray (Gy). (Chudáček et al., 1995)

1.1.8 Využití rentgenového záření

1.1.8.1 Využití v lékařství

Použití rentgenového záření v medicínských oborech patří nejen k neznámějším způsobům jeho uplatnění, ale také k nejstarším. Využívá se zde schopnosti lidského těla absorbovat fotony rentgenového záření, přičemž každá jeho část absorbuje záření různě. Fotony záření jsou emitovány z rentgenky a po průchodu vyšetřovanou oblastí jsou zachytávány na fotografický papír, luminiscenční stínítko, nebo v současné době nejčastěji na elektronický detektor. Zde jsou na základě odlišné absorpce různých tkání rozlišitelné různé intenzity ve stupních šedi, čímž vzniká samotný diagnostický obraz vyšetřované části pacientova těla. Pro tyto diagnostické účely se využívá záření o energii v rozmezí přibližně 20 keV až 150 keV – pro tenčí vrstvy měkké tkáně je vhodnější měkké rentgenové záření kolem 20 keV, pro zobrazení tlustších vrstev nebo hutnějších materiálů (např. struktury skeletu) je zapotřebí tvrdší záření o energii cca 880-100 keV. Uvedeným energiím odpovídají vlnové délky 8 pm až 60 pm. (Ullmann, 2009)

Postupem času vznikala potřeba zobrazovat kromě pevných struktur také měkké tkáně, jako jsou například cévy, které ovšem mají horší absorpční vlastnosti, kdy různé měkké tkáně vykazují mezi svými absorpčními koeficienty pouze malé rozdíly. Protože jsou tak na běžném snímku vzájemně rozlišitelné jen velice obtížně, bylo nutné vyvinout způsob, jakým tyto jejich absorpční vlastnosti ovlivnit a tkáně tak od sebe lépe rozlišit. Proto se využívají takzvané kontrastní látky, které absorpci rentgenového záření buďto zvyšují (pozitivní kontrastní látky), nebo naopak snižují (negativní kontrastní látky). Pozitivní kontrastní látky jsou baryové a jodové, jako negativní kontrastní látky se pak používají např. vzduch, oxid uhličitý nebo voda. (Bartůšek, 2004)



Obrázek 4 - Rentgenový snímek plic

Zdroj: (Súkupová, 2021)

Dalším způsobem využití rentgenového zařízení v medicíně je takzvaná výpočetní tomografie, známá spíše pod zkratkou CT (z anglického Computed Tomography, často zaměňováno za Computer Tomography, odtud poněkud nesprávné označení počítačová tomografie) – vyšetřovaný pacient je umístěn na posuvný vyšetřovací stůl, který postupně prochází snímacím stojanem, ve kterém se na jedné straně nachází štěrbinový zdroj rentgenového záření, a na opačné straně sada scintilačních detektorů. Pacient je tedy prosvěcován bod po bodu, a prošlé záření je snímáno z mnoha různých pozic a následně je sestaven 3D obraz zkoumaného objektu. Stejný princip je využíván také v průmyslu při kontrole různých materiálů pouze s tím rozdílem, že zde nerotuje rentgenka, ale objekt je umístěn do tomografu na otočný stolek, který se postupně otáčí o 360°. (Seidl et al., 2012)

Kromě diagnostických metod se v medicíně využívá rentgenové záření také v radioterapii při léčbě nádorů. Zde se využívá biologických účinků záření, které je fyzikálně shodné se

zářením užívaným v diagnostice, ovšem jeho energie a také doba ozařování je od diagnostiky odlišná. Hlavním principem této metody je použití dostatečně vysoké dávky záření, která je schopná usmrtit kmenové nádorové buňky nebo jejich cévní zásobení, ovšem zároveň je třeba dbát na to, aby ozáření okolních zdravých tkání bylo co nejnižší, a tím se zamezilo vzniku vedlejších účinků ozáření, nebo alespoň aby bylo toto riziko co nejnižší. Podle cíle a použité metody léčení se rozlišují dva druhy léčby, a to metoda kurativní a paliativní. Cílem kurativní metody je úplné vyléčení nádorového onemocnění, zatímco paliativní metoda má za úkol zmírnění a zpomalení průběhu onemocnění, a tím pádem částečné zlepšení kvality života postiženého. Úspěšnost radioterapie je závislá na mnoha faktorech, jako je například pečlivá diagnostika, druh léčeného nádoru, biologická odezva na ozáření, stadium, ve kterém se onemocnění nachází, a mnoho dalších. (Ullmann, 2009)

1.1.8.2 Využití v průmyslu

Kromě lékařství má rentgenové záření široké spektrum využití také v průmyslu, kdy se nejčastěji uplatňuje např. při defektoskopii, průmyslové tomografii či rentgenové fluorescenční analýze.

Defektoskopie se využívá pro kontrolu různých materiálů pomocí rentgenového záření, pomocí kterého mohou být objeveny různé vady. Princip je založený na schopnosti procházení rentgenového záření různými materiály, kdy se záření šíří ze zdroje a prochází zkoumaným materiálem, přičemž intenzita prošlého záření závisí na absorpčním koeficientu daného materiálu. Prošlé záření poté dopadá na film nebo fluorescenční stínítko, případně je zachyceno pomocí ionizačního detektoru. Pokud se v místě dopadu záření nachází určitá vada, je zde jiný koeficient absorpce než v okolních místech, tím pádem se toto místo projeví rozdílným zčernáním na příslušném detekčním médiu.

Rentgenová fluorescenční analýza je dalším příkladem nedestruktivní analýzy, která má za cíl především zkoumání chemického složení materiálů. Vhodné budící rentgenové záření dopadá na zkoumaný objekt pod určitým úhlem a detektorem se poté vyhodnocuje záření charakteristické. Budící záření je absorbováno a rozptýlováno ve vzorku, v důsledku čehož atomy vzorku přejdou do excitovaného stavu a následně opět zpět do stavu základního, což je doprovázeno emisí charakteristického záření, které je zde vyhodnocováno. (Hrazdira a Mornstein, 2001)

1.2 Detekce záření

K detekci záření se používají různé receptory obrazu, které se liší pro různé modalities. Dříve byly hojně využívány systémy film-fólie, které jsou dnes však velmi často nahrazeny modernější CR technologií (Computer Radiography), čili technologií nepřímé digitalizace. Tyto lze dále nahradit ještě modernější technologií přímé digitalizace, která představuje detekci pomocí flat panel detektorů nebo CCD detektorů. Případně lze též detektory rozdělit podle toho, zda jsou součástí rentgenového zařízení či nikoliv – zde pak hovoříme o integrovaných a neintegrovaných detektorech

1.2.1 CR technologie

Tato technologie využívá nepřímou konverzi, kdy po dopadu rtg záření na detekční fólii je z této fólie po stimulaci emitován světelný signál, který je následně přiveden na fotonásobič, kde dojde k převedení na signál elektrický.

Detekční fólie obsahuje sloučeninu fosforu, který neemituje všechnu energii absorbovanou z rtg fotonů ihned po ozáření, ale po nějakou dobu je schopen ji uchovat. Toto je dáno skutečností, že elektrony z fólie přejdou do vyššího energetického stavu, kde jsou zachyceny do metastabilních pastí atomu fosforu, v nichž mohou existovat po delší dobu, a tím vytvářejí tzv. latentní obraz. Z metastabilního stavu jsou elektrony uvolňovány excitací materiálu pomocí laserového světla červené barvy, čímž dojde k jejich uvolnění za současného vyzáření fotonů viditelného světla modré nebo zelené barvy. Tímto se elektrony vracejí z excitovaného do základního stavu, zatímco uvolněné fotony viditelného světla jsou detekovány pomocí fotodiod a dále převedeny na elektrický náboj. Tento náboj je následně v analogově-digitálním převodníku převeden ze své analogové podoby na digitální signál. Nakonec dojde ještě k odstranění reziduálního (zbytkového) signálu detekční fólie. Protože je tento signál tvořen elektrony, které zůstaly uchyceny na vysokoenergetických hladinách i po stimulaci červeným laserovým světlem, provádí se ještě stimulace bílým světlem o vysoké intenzitě.

1.2.2 DR technologie

V případě této technologie lze využít jak nepřímou, tak přímou konverzi, přičemž je výsledné načtení obrazu nezávisle na použitém typu konverze proveden pomocí tzv. thin-film-tranzistorové matice

DR detektory s přímou konverzí obsahují fotovodivou vrstvu, která energii detekovaných fotonů převede bez jakéhokoliv dalšího mezikroku přímo na elektrický náboj. Tyto detektory využívají jako polovodičový materiál amorfni selen, který má z hlediska absorpce záření výborné vlastnosti, a dokáže též zachovat výborné prostorové rozlišení. Při samotné rtg expozici jsou v polovodičové vrstvě amorfniho selenu, ve které prochází elektrický proud, generovány elektrony a díry. Vzniklé elektrony jsou následně přitahovány ke kladné elektrodě, na které je jejich energie transformována na elektrický náboj. Tento náboj je úměrný energii deponované z rtg záření. Při pohybu směrem k elektrodě si volné elektrony zachovávají svůj směr, čímž dojde k zachování prostorového rozlišení.

DR detektory s nepřímou konverzí obsahují scintilační médium, které převádí energii dopadajících fotonů nejprve na viditelné světlo, které je následně pomocí matice fotodiod převedeno na elektrický náboj. Pro konverzi energie rtg záření na energii fotonů viditelného světla je využíván jodid cesný nebo oxysulfid gadolinia. Konverzní vrstva může být tvořena strukturním nebo nestrukturním scintilátorem, kde u nestrukturního dochází k velkému rozptylu nově vzniklých fotonů viditelného světla, což zhoršuje prostorové rozlišení. Strukturní scintilátor se skládá z jehlovitých krystalků, které velkému rozptylu světla zabraňují, takže dojde k uchování lepšího prostorového rozlišení. Při interakci fotonů rtg záření s detektorem nepřímou konverzí dochází k absorpci energie rtg fotonů ve scintilační vrstvě za vzniku fotonů viditelného světla, které následně dopadají na fotodiodu, kde jsou detekovány a jejich energie je pak konvertována na elektrický náboj. Právě scintilační vrstva a fotodioda nahrazují polovodičovou vrstvu amorfniho selenu používanou u detektorů s přímou konverzí.

Z hlediska dávky a kvality obrazu platí, že CR detektory poskytují horší kvalitu obrazu než detektory využívající DR technologii, a také dávka je v případě použití CR detektorů vyšší. (Súkupová, 2018a)

1.2.3 Rozptýlené záření a jeho redukce

Fotony RTG záření emitované z rentgenky letí sice k receptoru obrazu přímočaře, ale po interakci s různými objekty stojícími těmto fotonům v cestě dochází buďto k jejich absorpci, nebo rozptylu. Rozptýlené fotony pak z objektu unikají všemi směry, a představují tak nebezpečí pro personál, který toto zařízení obsluhuje. Mimoto se některé

takto rozptýlené fotony mohou dostat až na receptor obrazu, kde přispívají k degradaci obrazu tím, že způsobují v místech dopadu vyšší signál, než zde ve skutečnosti je, čili zhoršují kontrast vznikajícího obrazu. Proto je nezbytné co nejvíce těchto fotonů ze svazku záření odstranit, a to tak, aby zároveň na detektor dopadlo co největší množství fotonů nesoucích požadovanou obrazovou informaci. Množství rozptýleného záření závisí na mnoha faktorech, např. na energii záření (při vyšších energiích se uplatňuje více Comptonův rozptyl než fotoefekt), na velikosti pole (platí že čím větší pole, tím více rozptýleného záření), a také na tloušťce prozařovaného objemu (zde platí, že čím je tloušťka prozařovaného objemu větší, tím více vzniká rozptýleného záření). Pro redukci vznikajícího rozptýleného záření existuje několik technik, z nichž nejvýznamnější je použití protirozptylové mřížky, méně časté je použití tzv. air-gap techniky.

Protirozptylová mřížka – jedná se o speciálně rekonstruovanou mřížku, která má využité především při radiodiagnostických vyšetřeních, kde se vkládá mezi vyšetřovaného pacienta a receptor obrazu. V ideálním případě by měla mřížka absorbovat pouze rozptýlené fotony, zatímco všechny primární fotony by skrz ni měly projít dále. Toto však není technicky možné a mřížka absorbuje také fotony primární, což v praxi vede kromě lepší kvality obrazu také k vyšší dávce, kterou přijme pacient.

Samotnou mřížku lze charakterizovat těmito parametry:

- a) poměr mřížky: jedná se o poměr mezi výškou mřížky a vzdáleností mezi dvěma septy, která bývají někdy označována jako lamely. Septa bývají vyrobena z olova a mezi nimi by měl být v ideálním případě vzduch, ovšem kvůli malé pevnosti olova bývá prostor mezi septy vyplněn nejčastěji hliníkem nebo uhlíkovými vlákny. Pro přístroje využívané v běžné diagnostice bývá poměr mřížky mezi 6-14, pro nízkoenergetická zařízení jako například mamograf pak kolem 5.
- b) frekvence mřížky: tento parametr je definován jako počet párů na 1 cm nebo 1 mm délky mřížky, přičemž párem je zde myšleno septum a jeho meziseptální prostor. Nejčastěji bývá tento počet 60-80 párů na 1 cm délky.

Mřížky bývají konstruovány různým způsobem, např. mají septa pouze v jednom směru (označovány jako paralelní mřížky), ve dvou na sebe kolmých směrech, fokusované mřížky (jedná se o divergentní mřížku s určitou ohniskovou vzdáleností), a stacionární či pohybující se mřížky. U stacionárních mřížek, označovaných jako Lysholmovy clony,

docházelo často k jevu, kdy byla mřížka viditelná ve výsledném obrazu. Proto byly vyvinuty pohybující se mřížky, označovány jako Buckyho clony. Tyto pak zmíněnou vadu odstraňují tím způsobem, že se během expozice pohybují.

Jak již bylo uvedeno, mřížka během použití zachycuje nejen fotony rozptýleného záření, ale také část takzvaně „užitečných“ fotonů, proto je nutné množství vyprodukovaných fotonů zvýšit, v praxi to pak znamená 2x-8x vyšší počet fotonů při použití protirozptylové mřížky. Protože toto zvýšení znamená během použití při vyšetření též 2x-8x vyšší dávku záření pro pacienta, zavádí se tzv. Bucky faktor, což je poměr dávky s použitím mřížky a bez jejího použití potřebné k získání stejné intenzity RTG svazku. Tento faktor má využití spíše u systému film-fólie, kde je nutné získat optickou hustotu v určitém rozsahu. U dynamických systémů je dynamický rozsah větší, proto zde není nutné zvýšit dávku dle Buckyho faktoru.

Air-gap technika - princip této techniky spočívá v tom, že se mezi zobrazovaným objektem a detektorem záření nachází malá vzduchová mezera, takže rozptýlené fotony mohou odletět mimo receptor obrazu. (Súkupová, 2018a)

V současné době je také možné využít tzv. virtuální protirozptylové mřížky. Jedná se o postprocessing, díky kterému je možné zlepšit kvalitu obrazu i bez použití fyzické protirozptylové mřížky. I přes všechny tyto možnosti je třeba myslet na to, že množství rozptýleného záření lze snížit i bez použití těchto technik, a to pomocí správné kolimace (výhodnější je menší pole) a také například kompresí zobrazované tkáně, čímž dojde ke zmenšení její tloušťky (tohoto postupu se využívá např. v mamografii).

1.3 Kvalita obrazu a její hodnocení

Pomocí kvality obrazu lze hodnotit, jak věrohodný je ve srovnání s reálnou situací získaný obraz. Tato kvalita je ovlivněna jednak zvolenou zobrazovací modalitou včetně použité geometrie a nastavených expozičních parametrů, tak také zobrazovaným objektem jako takovým (např. objemem tkáně a jejím kontrastem v případě rtg výkonů). Kvalita je ovlivněna řadou parametrů, jako je například pohybová a geometrická neostrost, a v případě systémů film-fólie také neostrost materiálová, která souvisí s použitím zesilující fólie.

1.3.1 Geometrická neostrost

Tato neostrost vzniká v důsledku nenulové velikosti ohniska, značí se U_G . V praxi totiž nemůže mít ohnisko velikost blízkou nule a to z toho důvodu, že by tímto byla výrazně omezena jeho schopnost produkce dostatečného množství fotonů bez toho, aby došlo k přehřátí a zničení. V získaném obrazu se tato neostrost projeví jako polostín.

1.3.2 Pohybová neostrost

Pohybová neostrost, značená jako U_M , se týká zobrazování živých tkání a je způsobena jejich pohybem v průběhu expozice. Aby byla tato neostrost co nejvíce minimalizována, je nezbytné, aby byla doba expozice co možná nejkratší. Výsledná pohybová neostrost je pak výsledkem součinu rychlosti pohybu zobrazovaného orgánu, délky expozice, a hodnoty funkce sinus úhlu, který svírá pohyb tohoto orgánu s osou svazku rentgenového záření. Pohybová neostrost tedy dosahuje své maximální hodnoty v případě, že se orgán pohybuje kolmo k ose svazku záření.

1.3.3 Prostorové rozlišení

Zvané též rozlišení při vysokém kontrastu udává, jak malý detail je ještě ve výsledném obrazu rozlišitelný nebo viditelný. Toto si lze představit na příkladu, kdy jsou zobrazeny dva tenké drátky vedle sebe tak, aby byly stále ještě vzájemně rozlišitelné a nesplynuly v jeden. Nejlepší prostorové rozlišení je pro digitální RTG modalitu limitováno velikostí nejmenšího detekčního elementu, protože objekty menší než je tato velikost již nelze zobrazit. Existuje ovšem jedna výjimka, a tou je případ, kdy je zeslabení objektu tak odlišné od okolí, že výrazně změní amplitudu celého detekčního elementu. Výsledné prostorové rozlišení je ovlivněno nejen samotným receptorem obrazu, ale i velikostí ohniska a to tak, že čím větší je ohnisko, tím horší je jeho prostorové rozlišení a to navzdory faktu, že při větším ohnisku lze získat více RTG fotonů.

1.3.4 Rozlišení při nízkém kontrastu

Jako rozlišení při nízkém kontrastu se označuje schopnost zobrazovacího systému zobrazit malé rozdíly ve stupních šedi tak, aby je bylo možné odlišit od šumu. Kontrast je zde definován jako rozdíl v intenzitě signálu zobrazovaného objektu vzhledem k pozadí.

Šum je pak definován jako standardní odchylka ve voxelech nebo jako nahodilá složka v obraze, která je schopna ovlivnit jeho vzhled. Rozlišuje se šum elektronický, vznikající při dopadu nahodilých elektronů ovlivňujících negativně výsledný obraz, dále anatomický šum vznikající v orgánech a tkáních, a kvantový šum, který je dán nerovnoměrnou distribucí proudu fotonů. (Súkupová, 2018b)

U nízkokontrastních objektů je jejich detekovatelnou ovlivněna jejich tvarem, velikostí a šumem v obraze. Pro popis se používají dvě veličiny, a to poměr signál/šum a poměr kontrast/šum: (Súkupová, 2018a)

- poměr signál/šum - tento poměr vyjadřuje velikost šumu vzhledem k signálu. Závisí na velikosti objektu a nevyžaduje tedy homogenitu kontrastu v celém objektu, ovšem šum v pozadí musí mít homogenní distribuci. Čím je tato hodnota vyšší, tím je množství šumu v obraze nižší. (Súkupová, 2018b)
- poměr kontrast/šum - tato veličina se užívá k popisu amplitudy signálu vzhledem k okolnímu šumu. Je nezávislá na velikosti objektu, signál v určitém objemu by měl být homogenní. Tento poměr je pak roven rozdílu průměrného signálu oblasti zájmu a pozadí vzhledem ke směrodatné odchylce pozadí. (Súkupová, 2018a)

Uvedené směrodatné odchylky nemají pro porovnávání různých zobrazovacích systémů příliš smysl, pokud nejsou vztaženy k dávce nebo k této dávce normalizovány. Dále platí, že s rostoucí energií fotonů, čili s rostoucím napětím na rentgence klesá kontrast v obraze, proto je výhodnější používat co možná nejnižší energie. Zároveň též platí, že s klesající energií roste výsledná dávka.

1.3.5 Artefakty

Označením artefakty se rozumí umělé stíny nebo efekty přítomné v obraze, které neodpovídají skutečnosti a tím degradují jeho kvalitu. Jejich původ může být kdekoliv v zobrazovacím řetězci – mohou vzniknout jak v důsledku selhání hardwaru, chybou operátora nebo softwarovým selháním během postprocesingu. Pro 2D zobrazovací metody existuje mnoho druhů artefaktů, které je možné rozdělit podle toho, v jakém místě zobrazovacího řetězce vznikají. Jedná se o tzv. akviziční artefakty způsobené typem objektu nacházejícím se v rtg svazku, dále artefakty způsobené zpětným rozptylem, protirozptylovou mřížkou (pokud není mřížka správně umístěna) či podexponováním

(vyšším šumem v obraze), nebo též přexponováním (zde se jedná většinou o saturaci signálu). Artefakty zde mohou vznikat také během detekce signálu, jedná se např. o prach a znečištění v CR kazetě, poškození CR fólie nebo tzv. mrtvé pixely či řádky u detektoru způsobující vznik tenkých čar linoucích se přes obraz. Dalším významným typem jsou artefakty vznikající při zpracování signálu, zde jde především o chybně vymazanou CR fólii, zpoždění digitálního detektoru či saturaci signálu při detekci. A posledním typem artefaktů je pak chybné zobrazení na diagnostické stanici. (Súkupová, 2018a)

1.4 Biologické účinky RTG záření

Interakce ionizujícího záření s živými buňkami začíná stejnými procesy a řídí se stejnými fyzikálními zákony, jako u hmoty neživé, čili přenosem energie záření na molekuly biologického systému. I zde dochází nejprve k ionizaci a excitaci atomů, specifickým těchto živých organismů je až jejich biochemická a biologická odpověď. (Havránková et al., 2020)

Z hlediska vztahu mezi dávkou a účinkem rozlišujeme dva základní typy účinků, a to účinky stochastické a deterministické.

1.4.1 Deterministické účinky

Deterministické účinky se projevují jako důsledek letálního poškození buněk při ozáření vysokou dávkou záření, většinou uváděnou jako 100 mGy a více. Objevují se při překročení tzv. prahové dávky, která je mnohem vyšší, než jsou dávky obdržené z přírodního pozadí, nebo v případě pracovních expozic dávky běžné při normálním provozu. Pokud není tato prahová dávka překročena, účinek se neprojeví. (Davidková, 2018)

Jedná se o účinky, jejichž závažnost vzrůstá s dávkou. Křivka závislosti odpovědi na dávce má sigmoidní tvar, takže pravděpodobnost vzniku poškození se zvyšující se dávkou výrazně stoupá. Tyto účinky mají charakteristický klinický obraz a patří sem například akutní nemoc z ozáření nebo radiační dermatitida (zánět kůže).

1.4.1.1 Akutní nemoc z ozáření

Akutní nemoc z ozáření je označení pro stav, ke kterému dochází po vystavení organismu vysoké dávce ionizujícího záření a projevuje se akutním poškozením buněk, které vede k jejich smrti. Přitom platí, že citlivější vůči záření jsou ty tkáně, ve kterých dochází k rychlému množení jejich buněk. Z tohoto vyplývá, že nejcitlivějšími tkáněmi lidského těla jsou především gonády, kostní dřeň, kůže a trávicí trakt. (Štefánek, 2011)

Jako minimální prahová ekvivalentní dávka je u nemoci z ozáření uváděna hodnota 1 Sv, ale závisí především na individuální odolnosti. (Hála, 1998)

Nemoc z ozáření probíhá ve čtyřech fázích – ve fázi prodromální, latentní, manifestní a fázi rekonvalescence.

Fáze prodromální je stresovou reakcí organismu na ozáření a je projevem humorální a neurovegetativní reakce na první projevy poškození. Se zvyšující se dávkou záření jsou obtíže intenzivnější a mají delší dobu trvání. Klinicky se prodromální fáze projevuje nauzeou, zvracením, nechutenstvím, při vyšších dávkách bolestmi hlavy a průjmy.

Ve fázi latentní dochází přechodně k úplnému nebo částečnému ústupu subjektivních obtíží, které se objevily v prodromální fázi. Se vzrůstající dávkou záření se doba období latence zkracuje a nikdy není dosaženo plné pracovní výkonnosti. Nutno dodat, že fyzická zátěž zhoršuje prognózu přežití a zvyšuje nebezpečí urychleného rozvoje manifestního období s komplikacemi.

V manifestní fázi dochází již k plnému rozvoji onemocnění. Jde o projev komplexního poškození, doprovázeného odezvou na úrovni neurohumorálních regulačních mechanismů a v oblasti látkové výměny. Projevuje se zvýšenou únavou, třesavkou, krvácením z dásní a z nosu, epilací a vředy na ústní sliznici. Dále se u postiženého objevuje průjem, horečka, při vyšší dávce i krvavé průjmy, a je výrazně zvýšena náklonnost k rozvoji mikrobiálních, virových a plísňových onemocnění. Manifestní fáze onemocnění trvá obvykle 4 až 6 týdnů. V příznivém případě na ni navazuje fáze rekonvalescence, ovšem v případě těžké a zejména velmi těžké formy onemocnění, která není v současné době vyléčitelná, postižený umírá.

Ve fázi rekonvalescence dochází k úplné nebo částečné úzdavě organismu. Úplná úzdrava závisí i na individuální citlivosti každého jedince vůči ionizujícímu záření. Nejčastější přetrvávající poruchou, často doživotně, jsou zde poruchy spermatogeneze respektive ovariogeneze. (Havránková et al., 2018)

Rozlišujeme čtyři základní formy nemoci z ozáření, a to dřeňovou, střevní, cévní (toxemickou) a cerebrální.

Dřeňová forma vzniká při ozáření dávkou vyšší než 0,7 Gy, tato forma má oproti formám ostatním velice výrazný průběh a také patogenezi. Charakteristickým rysem je především poškození kostní dřene, které se projevuje krvácením, infekčními komplikacemi a také anemií. U dřeňové formy rozlišujeme všechny čtyři fáze, čili fázi prodromální, během níž dochází ke vzniku nespecifických příznaků, dále fázi latentní, kdy potíže částečně ustupují a dochází ke snížení počtu zralých buněk v periferní krvi, fázi manifestní během níž dochází k rozvoji hemoragického syndromu a infekčních onemocnění, a případně fázi rekonvalescence, kdy pokud nedošlo k úmrtí organismu, dochází k normalizaci jeho funkcí.

Při ozáření dávkou vyšší než 10 Gy dochází ke vzniku střevní formy akutní nemoci z ozáření. Také zde rozlišujeme celkem 4 fáze, které jsou totožné s fázemi u dřeňové formy, kdy se prodromální fáze vyznačuje větší závažností symptomů než je tomu u formy dřeňové, a během manifestní fáze dochází k náhlému zhoršení celkového zdravotního stavu. Jedinci postižení touto formou mohou v případě specializované léčby přežít zhruba 14 až 18 dní, jejich smrt nastává v důsledku enteritidy, neprůchodnosti střev, poruch homeostázy, případně kardiovaskulárního selhání.

Cévní, neboli toxemická forma akutní nemoci z ozáření vzniká při ozáření dávkou v rozmezí 20 – 50 Gy. Tato fáze je charakteristická těžkými hemodynamickými poruchami, parézou, případně zvýšenou propustností cév. U pacientů zasažených touto formou lze provádět už pouze symptomatickou terapii, přičemž již během 4. až 7. dne od ozáření nastává letální konec.

Při celotělovém ozáření vyšší dávkou než je 50 Gy vzniká cerebrální forma akutní nemoci z ozáření, přičemž její klinický obraz je spjat nejen s přímým radiačním poškozením

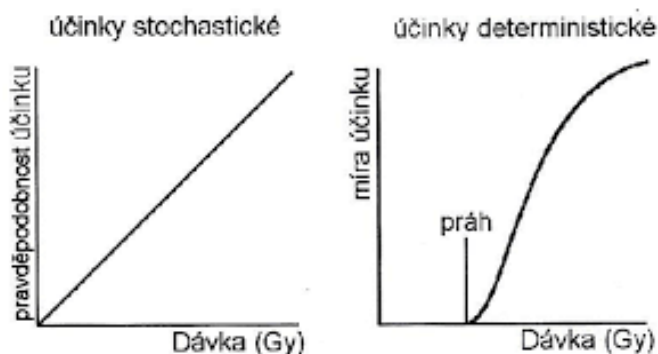
nervových buněk, ale také s poruchami hemo- a likvorodynamiky v mozku. Během této formy se postižený nachází v těžkém stavu charakterizovaným zvracením, únavou, průjmami a občasnými ztrátami vědomí. K letálnímu konci zde dochází obvykle již během 48 hodin od ozáření, a to v důsledku paralýzy dýchacího centra. (Havránková et al., 2020)

1.4.1.2 Radiační dermatitida

Radiační dermatitida je označení pro lokální poškození kůže vyznačující se jejím zarudnutím, dále vředy nebo hlubším poškozením, přičemž míra poškození závisí na závažnosti ozáření. Minimální prahová ekvivalentní dávka je zde zhruba 3 Sv. (Hála, 1998)

1.4.2 Stochastické účinky

Tyto účinky jsou vyvolané změnami genetické informace buňky (tzv. mutacemi) a předpokládá se pro ně bezprahová lineární korelace mezi dávkou a účinkem, přičemž závislost účinků na dávce má statistický charakter, a dotud pochází také jejich označení stochastické, čili náhodné, nebo pravděpodobné. Velikost dávky záření sice neovlivňuje závažnost projevu jednotlivce, ale v populaci mění frekvenci četnosti zhoubných novotvarů a dědičných poškození. Lze tedy říct, že s dávkou pro jednotlivce vzrůstá pravděpodobnost poškození, přičemž pro dávky vyšší než 100 mSv lze říci, že pravděpodobnost vzniku poškození je na dávce závislé lineárně. Příkladem stochastických účinků jsou například zhoubné nádory nebo různé genetické změny. Klinický obraz těchto účinků není typický, od spontánně vzniklých případů se nerozlišuje. (Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2020a)



Obrázek 5 - Stochastické a deterministické účinky
Zdroj: (Seidl et al., 2011)

K nástupu nádorového onemocnění dochází u člověka až dosti dlouhé době po ozáření, po tzv. době latence - například po 2 až 20 letech od ozáření se rozvíjí leukémie, některé solidní nádory až po 35 – 40 letech. Již v roce 1941 bylo navrženo, že se proces kancerogeneze skládá ze dvou kroků, mezi nimiž může být značný časový odstup. Těmito kroky jsou:

1. Iniciace – Nevratná změna genomu somatické buňky. Může jít i o aktivaci onkogenního viru nebo onkogenu.
2. Druhý krok může být označen jako povzbuzení či podpora, kdy se ze změněné buňky začíná vyvíjet nádor. Spuštění nádorového růstu je způsobeno změnou nějakých vnějších podmínek (z hlediska transformované buňky). Obvykle platí, že s klesajícím dávkovým příkonem se při stejné dávce snižuje i pravděpodobnost indukce nádorového bujení, což má nepochybně souvislost s účinnější reparací DNA. Při dlouhých časech ozařování může dojít i k repopulaci tkáně. Na druhé straně má silnější kancerogenní účinek záření o vyšším LET. Při velmi malých dávkách je dávková rychlost bezvýznamná. (Mornstein, 2020)

1.4.3 Interakce záření s buňkou

Je důležité zmínit, že biologická účinnost záření nelze vysvětlit pouze množstvím předané energie, ovšem ani zohledněním charakteru energetického přenosu nemůže být poskytnuto úplné vysvětlení problému. Z tohoto důvodu byla postulována tzv. terčová teorie, která počítá s existencí obzvláště citlivého místa uvnitř buňky. Toto místo je označováno jako terč, a jeho zasažení bývá pro buňku kritické a může vést až k její smrti. Toto místo bylo později identifikováno s buněčným jádrem, a z pohledu stochastických účinku dokonce pouze s určitými typy genů v jaderné DNA.

Samotnou interakci záření s buňkou lze rozdělit do několika fází:

- 1) fyzikální stadium – toto stadium trvá velmi krátce, a to od 10^{-18} do 10^{-14} s, a lze jej charakterizovat kaskádami ionizací. Během nich nejen primární záření, ale také elektrony jimi vyražené z atomů ionizují a excitují velké množství dalších atomů, přičemž platí, že 1 Gy záření dokáže v každé buňce vyvolat až 10^5 ionizací. Tuto fázi lze tedy shrnout jako období, kdy atomy a molekuly biologického systému absorbují energii záření.
- 2) fyzikálně-chemické stadium – délka této fáze bývá většinou od 10^{-14} do 10^{-10} s. Dochází zde k interakcím vzniklých iontů s okolními molekulami, přitom vznikají volné radikály a další reaktivní agens, jako například peroxid vodíku.

- 3) chemické a biochemické stadium – tato fáze trvá od tisícín sekundy až po několik sekund a dochází během ní k reakcím mezi přítomnými radikály, přičemž tyto radikály mohou zároveň i napadat a poškozovat také okolní biomolekuly. Část radikálů zaniká vzájemnou rekombinací, např. radikál vodíku a hydroxylový aniont se slučují na vodu, ovšem pokud se tak děje v přítomnosti kyslíku, dochází k uvolnění molekulárního vodíku a nebezpečného peroxidu vodíku. Produkty těchto reakcí pak společně s nezrekombinovanými radikály napadají okolní biomolekuly, ve kterých tak dochází ke vzniku nejrůznějších lézí.
- 4) stadium biologické – toto stadium trvá zpravidla od několika sekund až po několik desetiletí, a plynule navazuje na předchozí biochemické stadium. Poškozené molekuly při něm vyvolávají patofyziologické změny ovlivňující činnost buněk, a pokud buňka ihned nezemře, aktivuje komplexní buněčnou odpověď na ozáření. V závislosti na rozsahu poškození a úspěšnosti reparace DNA může být výsledkem buďto zotavení buňky, její transformace, senescence a nebo jedna z forem opožděné smrti. Vymírání buněk v důsledku vystavení vysokým dávkám ionizujícího záření se následně projeví na úrovni tkáňové, orgánové, a posléze i na úrovni celého organismu. (Havránková et al., 2020)

1.4.4 Přímý a nepřímý účinek ionizujícího záření

Ionizující záření není schopno s výjimkou neutronů pronikat do atomových jader. Proto v zasažených atomech a molekulách poškozují jejich elektronový obal, čímž tyto molekuly ionizuje a destabilizuje. Dochází k ionizaci jednak samotných molekul, jednak také prostředí, v němž se molekuly nacházejí. Hovoříme-li o biologických systémech, tak je tímto prostředím voda, ze které se převážně tyto systémy skládají.

Pokud záření ionizuje přímo molekuly a dochází tak k jejich poškození, jedná se o tzv. přímý účinek ionizujícího záření. V tomto případě mohou být molekuly ionizovány samotným primárním zářením, nebo sekundárními produkty jeho interakce s hmotou. Pokud molekula přijme kvantum záření, dojde následně k chemické změně a případně i k ovlivnění její biologické aktivity. Přímý účinek záření tak v podstatě představuje fyzikální nebo fyzikálně-chemický proces, při němž ionizace a excitace narušují chemické vazby v biomolekulách důležitých buněčných komponent.

Nepřímý účinek záření znamená pak ionizaci média, a k poškození samotných biomolekul dochází až sekundárně, a to prostřednictvím volných radikálů a dalších reaktivních agens,

generovaných radiolýzou vody. Mezi tyto radikály patří především vodíkový radikál, hydroxylový radikál, vodíkový kationt, noniový kationt, hydroxylový aniont, peroxid vodíku a hydratovaný elektron. Jedná se tedy na rozdíl od účinků přímých o narušování biomolekul chemickou cestou. Protože se volné radikály vyznačují krátkou životností (většinou pouze cca 10^{-10} s), mohou být pro biomolekuly nebezpečné pouze ty, které vzniknou v jejich bezprostřední blízkosti, a to zpravidla 2-3 nm. Pokud se buňka nachází v okysličeném prostředí, tvoří se v ní kromě výše uvedených radikálů také některé další, např. hydroperoxylový radikál a superoxidový anion-radikál. Hydroperoxylový radikál vzniká během procesu, který je označován jako tzv. kyslíkový efekt, a má význam např. v radioterapii.

Příspěvek přímého a nepřímého efektu k poškození biomolekul se významně liší v závislosti na typu ionizujícího záření. Konkrétně RTG záření, vyznačující se malou hustotou ionizace (čili nízkým lineárním přenosem energie), narušuje funkci biomolekul především prostřednictvím nepřímého efektu. (Havránková et al., 2020)

1.4.5 Veličiny popisující biologický účinek záření

1.4.5.1 Radiační váhový faktor

Tato bezrozměrná veličina udává, jak nebezpečný je daný druh záření pro lidské tělo. Některé záření, např. elektrony, ionizují jen velmi řídkce, a proto nejsou tak nebezpečné pro buňky jako částice ionizující hustěji, např. protony, které tedy dokáží způsobit podstatně více lokálních poškození v daném místě než elektrony. Proto se liší i stochastické účinky různých typů záření. Hodnoty radiačního váhového faktoru w_R odrážejí tyto rozdíly – pro elektrony a fotony má hodnotu 1, pro protony 5, u neutronů nabývá v závislosti na jejich energii hodnoty od 2 do 20, a nejvyšší je u těžkých jader a štěpných produktů, kde je rovna 20.

1.4.5.2 Dávkový (biologický) ekvivalent

Tato jednotka má význam proto, že různé typy záření vyvolávající stejný fyzikální efekt ještě nemusejí vyvolat také stejný efekt biologický. Je definována jako absorbovaná dávka D krát tzv. jakostní faktor Q , vyjadřující kvalitu záření z hlediska biologických účinků. Tato veličina byla z hlediska popisu biologických účinků záření používána především před rokem 1990, kdy Mezinárodní komise pro ochranu před zářením doporučila její zrušení a namísto ní je v současnosti používána veličina ekvivalentní dávka. (Chudáček, 1995)

1.4.5.3 Ekvivalentní dávka

Protože z výše uvedeného je patrné, že dávka 1 Gy dodaná např. od protonů nemá pro ozářené buňky stejný účinek jako dávka o stejné velikosti dodaná např. neutrony, je z důvodu zohlednění této „účinnosti“ záření zavedena veličina s názvem Ekvivalentní dávka. Tato je definována jako součin absorbované dávky D krát radiační váhový faktor w_R , který vyjadřuje právě zmíněnou radiobiologickou účinnost daného záření. Jednotkou ekvivalentní dávky je pak Sievert.

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

1.4.5.4 Tkáňový váhový faktor

Ekvivalentní dávka však stále nezohledňuje citlivost jednotlivých orgánů, které byly ozářeny, a tedy ani to, jaké stochastické riziko z tohoto ozáření plyne. Chceme-li zohlednit radiosenzitivitu ozářených orgánů vzhledem k radiosenzitivitě celého těla, je potřeba zahrnout tkáňový váhový faktor w_T , který je opět bezrozměrnou veličinou. Jednoduše proto, že ozáříme-li dávkou 1 Sv (mluvíme o ekvivalentní dávce) např. břišní oblast pacienta, riziko vzniku nádoru nebude stejné jako v případě, že stejnou dávkou ozáříme např. dolní končetinu. Součet všech tkáňových váhových faktorů pro celé tělo je pak roven 1.

1.4.5.5 Efektivní dávka

Tato veličina popisuje míru ozáření lidského těla a z toho plynoucích stochastických účinků. Oproti ekvivalentní dávce navíc zohledňuje také to, jaké orgány byly ozářeny a jaká je jejich radiosenzitivita, vyjádřena pomocí tkáňového váhového faktoru w_T . Efektivní dávka je definována jako součet součinů tkáňového váhového faktoru w_T a ekvivalentní dávky přes všechny ozářené orgány (= suma ekvivalentních dávek vážených tkáňovým váhovým faktorem přes všechny orgány).

$$E = \sum_T w_T H_T$$

(Súkupová, 2013)

1.6 Ochrana před ionizujícím zářením

1.6.1 Základní legislativa týkající se ochrany před ionizujícím zářením

Nejdůležitějším právním předpisem z hlediska radiační ochrany je bezesporu Zákon č. 263/2016 Sb., známý jako Atomový zákon. Nahrazuje původní Zákon č. 18/1997 Sb. a upravuje především podmínky mírového využívání jaderné energie, podmínky vykonávání činností v rámci expozičních situací, nakládání s radioaktivním odpadem a vyhořelým jaderným palivem, monitorování radiační situace a zvládnutí radiační mimořádné události. Dále je tímto zákonem upraveno také schvalování typu některých výrobků v oblasti mírového využívání jaderné energie a ionizujícího záření a podmínky přepravy radioaktivní nebo štěpné látky, radioaktivního odpadu nebo vyhořelého jaderného paliva, podmínky zabezpečení jaderného zařízení, jaderného materiálu a zdroje ionizujícího záření, požadavky k zajištění nešíření jaderných zbraní a výkon státní správy v oblasti mírového využívání jaderné energie a ionizujícího záření. (Zákon č. 263/2016 Sb.)

Dalšími právními předpisy jsou pak:

- Vyhláška č. 250/2020 Sb., o způsobu stanovení rezervy na vyřazování z provozu jaderného zařízení a pracoviště III. kategorie a pracoviště IV. kategorie, upravující způsob stanovení rezervy na vyřazování z provozu jaderného zařízení, pracoviště III. kategorie a pracoviště IV. kategorie (Vyhláška č. 250/2020 Sb.)
- Vyhláška č. 359/2016 Sb., o podrobnostech k zajištění zvládnutí radiační mimořádné události, která upravuje pravidla pro zařazení jaderného zařízení, pracoviště se zdroji ionizujícího záření nebo činnosti v rámci expozičních situací do kategorie ohrožení, podrobná pravidla provádění analýzy a hodnocení radiační mimořádné události, postupy a opatření k zajištění připravenosti k odezvě na radiační mimořádnou událost, nebo též způsob a četnost ověřování vnitřního havarijního plánu, národního radiačního havarijního plánu, zásahové instrukce a havarijního řádu a funkčnost technických prostředků a způsob a četnost ověřování účinnosti a vzájemného souladu vnitřního havarijního plánu, vnějšího havarijního plánu a národního radiačního havarijního plánu. (Vyhláška č. 359/2016 Sb.)
- Vyhláška č. 360/2016 Sb., o monitorování radiační situace, upravující výčet změn ovlivňujících monitorování radiační situace pracoviště III. kategorie a pracoviště IV. kategorie, požadavky na obsah dokumentace pro povolenou činnost v oblasti

monitorování radiační situace, výčet veličin a skutečností důležitých z hlediska monitorování radiační situace, rozsah a způsob sledování, měření, hodnocení, ověřování a zaznamenávání veličin a skutečností důležitých z hlediska monitorování radiační situace a uchovávání informací o nich, rozsah a způsob předávání informací Úřadu o veličinách a skutečnostech důležitých z hlediska monitorování radiační situace, okruh údajů předávaných Evropské komisi a Úřadu a způsob jejich předávání, a výčet změn souvisejících s monitorováním radiační situace na pracovišti se zdrojem ionizujícího záření. (Vyhláška č. 360/2016 Sb.)

- Vyhláška č. 361/2016 Sb., o zabezpečení jaderného zařízení a jaderného materiálu. Touto vyhláškou se upravuje způsob zařazení jaderného materiálu do kategorie pro účely jeho zabezpečení, požadavky pro vymezení, fyzické ohraničení a detekci narušení střeženého prostoru, chráněného prostoru, vnitřního prostoru nebo životně důležitého prostoru a rozsah omezení vstupu a vjezdu do nich, organizační a technická opatření k zabezpečení jaderného zařízení a jaderného materiálu, požadavky na rozsah a způsob zajištění fyzické ostrahy jaderného zařízení a jaderného materiálu, rozsah a způsob zajištění fyzické ochrany jaderného zařízení a jaderného materiálu zařazeného do I. až III. kategorie při jeho přepravě s ohledem na projektovou základní hrozbu a požadavky na obsah dokumentace pro povolovanou činnost v oblasti zabezpečení jaderného zařízení a jaderného materiálu. (Vyhláška 361/2016 Sb.)
- Vyhláška č. 374/2016 Sb., o evidenci a kontrole jaderných materiálu a oznamování údajů o nich,
- Vyhláška č. 377/2016 Sb., o požadavcích na bezpečné nakládání s radioaktivním odpadem a o vyřazování z provozu jaderného zařízení nebo pracoviště III. nebo IV. kategorie,
- Vyhláška č. 379/2016 Sb., o schválení typu některých výrobků v oblasti mírového využívání jaderné energie a ionizujícího záření a přepravě radioaktivní nebo štěpné látky,
- Vyhláška č. 408/2016 Sb., o požadavcích na systém řízení,
- Vyhláška č. 409/2016 Sb., o činnostech zvláště důležitých z hlediska jaderné bezpečnosti a radiační ochrany, zvláštní odborné způsobilosti a přípravě osoby zajišťující radiační ochranu registranta,
- Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, Nařízení vlády č. 347/2016 Sb., o sazbách poplatků na odbornou činnost SÚJB,
- Vyhláška č. 193/2005 Sb., o stanovení seznamu teoretických a praktických oblastí, které tvoří obsah vzdělávání a přípravy vyžadovaných v České republice pro výkon regulovaných činností náležejících působnosti SÚJB (Vyhláška č. 359/2016 Sb.)

1.6.2 Principy ochrany před Ionizujícím zářením

Cíle ochrany před účinky ionizujícího záření a nejobecnější pravidla pro práci se zdroji tohoto záření jsou v ČR vymezena zákonem č. 263/2016 Sb., tzv. Atomovým zákonem. Dle tohoto zákona je cílem radiační ochrany zcela vyloučit deterministické účinky ionizujícího záření, a omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na míru přijatelnou pro jednotlivce a společnost. (Kupka et al., 2007)

Tohoto lze dosáhnout dodržáním tří hlavních principů, a to principu zdůvodnění, principu optimalizace a principu nepřekročení limitů.

- Princip zdůvodnění – tento princip říká, že každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, musí dbát na to, aby každé toto jednání bylo odůvodněno přínosem, který převažuje újmy, které mohou tímto ozářením vzniknout.
- Princip optimalizace – každý kdo provádí činnost vedoucí k ozáření je povinen během této činnosti dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby dávky ozáření osob a riziko ohrožení života, zdraví a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek.
- princip nepřekročení limitů – osoba provádějící činnost vedoucí k ozáření má omezovat ozáření tak aby nebyly překročeny stanovení limity

Limitem pro omezování ozáření se zde rozumí kvantitativní ukazatel, jehož překročení není ve stanovených případech přípustné. Vztahují se na dávky způsobené jak ozářením ze zdrojů mimo tělo, tak i vnitřním ozářením z radionuklidů vniklých do těla při vnitřní kontaminaci. Do těchto dávek se nevztahuje ozáření z přírodního pozadí. Limity se dělí do čtyř skupin, a to na obecné limity, limity pro radiační pracovníky, limity pro učně a studenty, a limity pro omezování ozáření ve zvláštních případech. (Kupka et al., 2007)

Obecné limity jsou platné pro obyvatelstvo a pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření mají hodnotu 1 mSv za kalendářní rok, pro ekvivalentní dávku v oční čočce je to pak 15 mSv a pro 1 cm² kůže platí hodnota 50 mSv za rok.

Limity pro radiační pracovníky se vztahují na pracovníky se zdroji ionizujícího záření a platí zde, že součet efektivních dávek nesmí přesáhnout hodnotu 20 mSv za kalendářní rok, případně se souhlasem Státního úřadu pro jadernou bezpečnost hodnotu 50 mSv za rok, ovšem v tomto případě nesmí součet dávek za 5 po sobě jdoucích kalendářních roků přesáhnout hodnotu 100 mSv za rok. Ekvivalentní dávka pro oční čočku má hodnotu 50

mSv za rok, nebo podobně jako v případě součtu efektivních dávek 100 mSv za 5 po sobě jdoucích let, pro 1 cm² kůže platí hodnota 500 mSv za rok.

Limity pro učně a studenty se vztahují na ty studenty, kteří během výuky přicházejí do styku s ionizujícím zářením. Efektivní dávka nesmí v tomto případě překročit 6 mSv za rok, dávka pro oční čočku za jeden kalendářní rok je 15 mSv, a pro kůži platí hodnota 150 mSv za rok. (Veterinární univerzita Brno, 2020)

Limity pro ozáření ve zvláštních případech platí pro osoby, které pečují doma o pacienty s aplikovaným radionuklidem, nebo s těmito pacienty přicházejí do styku (tzn. i rodinní příslušníci). Pro dospělé osoby zde platí limit 5 mSv za kalendářní rok, pro děti pak 1 mSv za rok.

Princip nepřekročení limitů se nevztahuje na lékařské ozáření a to z toho důvodu, že pacient je sám o sobě nositelem přínosu vyšetření, takže limity by mohly znamenat, že lékař bude omezován v rozsahu informací, které jsou pro něj nezbytné ke stanovení diagnózy a tím pádem také k volbě následného léčebného postupu. (Kupka et al., 2007)

V praxi se může ochrana pracovníků před ionizujícím zářením uskutečnit několika způsoby, a to ochranou vzdáleností, časem a stíněním. Smyslem těchto postupů je snížení absorbovaného ozáření na minimální možnou mez.

Ochrana vzdáleností - při ochraně vzdáleností se uplatňuje princip snižování fluence, a následkem toho i dávky záření absorbované organismem, se zvyšující se vzdáleností od zářiče. Fluence se vyjadřuje jako podíl počtu částic, které dopadly za 1 sekundu na určitou plochu postavenou kolmo ke směru šíření. Její jednotkou je tak m⁻². Fluence je pak nepřímo úměrná druhé mocnině vzdálenosti (r) daného objektu od zdroje záření. Platí tedy, že počet absorbovaných částic je nepřímo úměrný druhé mocnině vzdálenosti od zdroje.

Ochrana časem – zde platí, že radiační zátěž pracovníka je tím menší, čím kratší je doba jeho pobytu v blízkosti zdroje. V praxi to znamená, že doba pobytu musí být zkrácena natolik, jak jen to je z praktického hlediska možné. Do této metody patří také střídání pracovníků na těch místech, která jsou vystavena vyšší expozici.

Ochrana stíněním – tento princip vychází z poznatku, že svazek záření lze zeslabit vhodně zvolenou vrstvou tzv. stínicího materiálu, umístěného mezi pracovníkem a zdrojem záření. Protože rozlišujeme více druhů ionizujícího záření, tak také spektrum možných stínících materiálů je poměrně široké. U rentgenového záření to jsou různé těžké materiály, např. beton, dále baryum používáno jako příměs do omítek, nebo olovo využívané jako materiál pro vyložení dveří, nebo na výrobu kontejnerů pro přenášení radioaktivního materiálu. (Konečná et al., 2020)

1.6.3 Klasifikace zdrojů ionizujícího záření, kategorizace pracovišť a pracovníků

1.6.3.1 Klasifikace zdrojů ionizujícího záření

Při povolování různých typů nakládání se zdroji ionizujícího záření je základním požadavkem posouzení nebezpečnosti daného zdroje, a to z hlediska potenciálního, ať už vnitřního či vnějšího ozáření osob, a to jak při běžném provozu, tak také v situaci, kdy se zdroj z jakýchkoliv důvodů vymkne kontrole jeho provozovatele.

V ČR uvádí vyhláška č. 307/2002 Sb. kategorizaci pracovišť se ZIZ a kategorizaci těchto zdrojů. Podle vzestupného ohrožení zdraví a životního prostředí ionizujícím zářením rozlišujeme zdroje ionizujícího záření nevýznamné, drobné, jednoduché, významné a velmi významné. Do těchto kategorií dělíme zdroje jednak na základě typického způsobu nakládání s nimi, jejich technických úprav a způsobu provedení zdrojů, dále na základě míry možného ozáření osob při běžném používání i při předvídatelných poruchách, při neoprávněném, nesprávném používání, a konečně, na základě rizika vzniku radiační nehody nebo havárie, závažnosti následků takové události a možnosti zásahů k likvidaci těchto následků. Nezanedbatelným hlediskem při klasifikaci ZIZ je také možnost vzniku radioaktivních odpadů a následně náročnost jejich zneškodnění. (Prouza, 2009)

Mezi nevýznamné zdroje ionizujícího záření se řadí:

- a) elektrická zařízení emitující ionizující záření, která však neobsahují komponenty pracující s rozdílem napětí větším než 5 kV,
- b) katodová trubice určená k zobrazování nebo jakékoliv jiné elektrické zařízení pracující při rozdílu potenciálů nepřevyšujícím 30 kV, u něhož příkon dávkového ekvivalentu na kterémkoliv přístupném místě ve vzdálenosti 0,1 m od povrchu zařízení je menší než 1 $\mu\text{Sv/h}$,

- c) uzavřený radionuklidový zářič, u něhož součet podílů aktivit radionuklidů a příslušných zprošťovacích úrovní aktivity není větší než 10. Stejná podmínka platí i s použitím hmotnostních aktivit.

Drobnými zdroji ionizujícího záření jsou:

- a) generátory záření, které nejsou nevýznamnými zdroji, konstruované tak, že příkon dávkového ekvivalentu na kterémkoliv přístupném místě ve vzdálenosti 0,1 m od povrchu zařízení je menší než $1 \mu\text{Sv/h}$ s výjimkou míst určených za běžných pracovních podmínek k manipulaci a obsluze zařízení výhradně rukama, kde může příkon dávkového ekvivalentu dosahovat $250 \mu\text{Sv/h}$,
- b) autonomní ionizační hlásič požáru.

Mezi jednoduché zdroje ionizujícího záření se řadí všechny zdroje, které nejsou nevýznamnými, drobnými, ale ani významnými a velmi významnými zdroji. Ve zdravotnictví jsou to pak:

- a) zubní rentgen,
b) kabinové RTG zařízení,
c) kostní denzitometr,
d) otevřené radionuklidové zářiče, radionuklidové generátory $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Významné zdroje ionizujícího záření ve zdravotnictví jsou např.:

- a) generátor záření určený k radioterapii nebo radiodiagnostice kromě výše uvedených jednoduchých ZIZ,
b) urychlovače částic pro lékařské použití,
c) zařízení obsahující uzavřené radionuklidové zářiče (ozařovače) určené k radioterapii, včetně brachyterapie a teleterapie, ZIZ určený k radioterapii protony, neutrony a jinými těžkými částicemi,
d) otevřený radionuklidový zářič ^{131}I pro léčbu onemocnění štítné žlázy.

Velmi významné zdroje ionizujícího záření:

Do této kategorie se řadí pouze jaderný reaktor

1.6.3.2 Kategorizace pracovišť

Podle výše popsaného dělení zdrojů ionizujícího záření se příslušná pracoviště, kde se s těmito zdroji pracuje, rozdělují na pracoviště I., II., III. a IV. kategorie, a to vzestupně dle ohrožení zdraví a životního prostředí.

Pracoviště I. kategorie

- a) pracoviště s drobnými typově neschválenými ZIZ,
- b) pracoviště s kostním denzitometrem,
- c) pracoviště se zubním nebo kabinovým RTG zářičem,
- d) pracoviště s veterinárním RTG zářičem,
- e) pracoviště s otevřenými radionuklidovými zářiči, např. oddělení provádějící radioimunologická stanovení RIA s ^{125}I .

Pracoviště II. kategorie

- a) pracoviště s jednoduchým ZIZ, které není pracovištěm I. kategorie,
- b) pracoviště s radiodiagnostickým nebo radioterapeutickým RTG zařízením kromě kostních denzitometrů, kabinových a zubních RTG zařízení a veterinárních RTG zařízení,
- c) pracoviště s otevřeným radionuklidovým zářičem (generátor $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$).

Pracoviště III. kategorie

- a) pracoviště s urychlovačem částic včetně urychlovače pro ozařování pacientů,
- b) pracoviště se zařízením obsahujícím uzavřený radionuklidový zářič určený k radioterapii, včetně brachyterapie, klasifikovaným jako významný zdroj.

Pracoviště IV. kategorie

- a) jaderné zařízení,
- b) úložiště radioaktivních odpadů,
- c) sklad vyhořelého jaderného paliva
(Seidl et al., 2012)

1.6.3.3 Kategorizace radiačních pracovníků

Radiační pracovníci se pro účely monitorování a lékařského dohledu kategorizují do kategorie A a B, a to na základě očekávaného ozáření za běžného provozu a při předvídatelných poruchách a odchylkách od běžného provozu, s výjimkou radiační havárie.

Pracovníci kategorie A jsou ti pracovníci, kteří v rámci povolených činností nakládají se zdroji ionizujícího záření, během něhož by mohli obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně nebo ekvivalentní dávku vyšší než 0,3 limitu ozáření pro kůži, oční čočku nebo končetiny. Tito pracovníci musí být jednak pod pravidelnou lékařskou kontrolou, musí u nich být zajištěno osobní monitorování a vyhodnocování v pravidelných měsíčních intervalech, a musí být pravidelné proškolení a přezkušování z předpisů radiační ochrany. (Klener, 2000)

Pracovníci kategorie B jsou pak radiační pracovníci, kteří nejsou zařazeni do kategorie A.

Při provozu platí, že v kontrolovaném pásmu smějí pracovat pouze pracovníci kategorie A. (Forczek, 2020)

1.6.4 Kontrolované a sledované pásmo

1.6.4.1 Kontrolované pásmo

Kontrolované pásmo se na pracovištích se ZIZ vymezuje všude tam, kde se předpokládá, že by efektivní dávka mohla být vyšší než 6 mSv ročně nebo kde by ekvivalentní dávka mohla být za rok vyšší než 0,3 limitu ozáření pro kůži, čočku a končetiny.

Toto pásmo se vymezuje jako ucelená a jednoznačně určená část pracoviště, zpravidla stavebně oddělená, a při vstupu je nastaven takový režim, aby sem neměly vstup nepovolané osoby. Na vchodech nebo ohraničení musí být kontrolované pásmo označeno pomocí znaku „Radiační nebezpečí“ + upozornění „Kontrolované pásmo se zdroji ionizujícího záření, vstup nepovolaným osobám zakázán“, a údaji o charakteru zdroje IZ a rizika s ním spojeného. V kontrolovaném pásmu platí pak speciální režim - mohou tam vstupovat pouze osoby poučené o případných rizicích a nutnosti zvláštního chování v tomto místě (u radiačních pracovníků se školení uskutečňuje jednou do roka). Do kontrolovaného pásma nesmí vstupovat osoby mladší 18 let a těhotné ženy, ovšem vstoupit

pacienti a osoby, které se připravují na výkon povolání se ZIZ sem vstoupit mohou. Mohou zde být zaměstnání jen pracovníci kategorie A, pro něž se zajišťuje osobní monitorování, a všichni tito pracovníci musí být vybaveni osobními dozimetry. Ostatní osoby mohou v kontrolovaném pásmu pracovat nebo pobývat jen v případě, že provozovatel kontrolovaného pásma zajistí takové podmínky, že jejich ozáření nepřekročí obecné limity. Pro těhotné ženy, které jsou radiačními pracovníky, platí v rámci ochrany plodu zpřísněné podmínky, kdy celková dávka na plod nesmí překročit za dobu těhotenství 1 mSv. Pro pobyt v kontrolovaném pásmu se každý vybavuje ochrannými pracovními pomůckami.

1.6.4.2 Sledované pásmo

Sledované pásmo se vymezuje všude tam, kde se očekává, že by efektivní dávka mohla být vyšší než 1 mSv ročně nebo kde by ekvivalentní dávka mohla být za rok vyšší než 0,1 limitu ozáření pro kůži, čočku a končetiny. To znamená, že sledované pásmo je vymezeno tam, kde se očekává, že by mohlo docházet k překračování některého z obecných limitů.

Sledované pásmo se vymezuje jako ucelená a jednoznačně určená část pracoviště.

Radiační činnost zde může vykonávat pouze pracovník kategorie A nebo B, označení sledovaného pásma je provedeno znakem „Radiální nebezpečí“ + „Sledované pásmo se zdroji ionizujícího záření, nepovolaným vstup zakázán“ a údaje o charakteru zdroje IZ a rizika s ním spojeného. Ve sledovaném pásmu se zajišťuje pouze monitorování pracoviště. (Skupina ČEZ, 2019)



Obrázek 6 - Označení sledovaného pásma

Zdroj: (Nemocnice Jihlava, 2020)

1.7 Dozimetrie

Jedná se o oblast fyziky, zabývající se vlastnostmi ionizujícího záření, dále veličinami charakterizujícími procesy vzniku a interakce ionizujícího záření s látkou, a metodami měření těchto veličin.

Dozimetrie ionizujícího záření je založena na základní vlastnosti tohoto záření, kterou je schopnost vytvářet kladné a záporné ionty v látce, kterou prochází (tj. ionizovat) nebo vyvolávat v této látce fyzikální jevy, které jsou měřitelné a nějakým způsobem závislé na množství záření působící na danou látku (např. změna vodivosti, teploty, barvy, vznik termoluminiscence apod.).

Pomocí různých dozimetrických metod můžeme charakterizovat jednak vlastnosti zdroje záření, dále pak pole záření nebo účinky záření na látku, kterou prochází – včetně tkání a živých organismů. Veličinou, která charakterizuje zdroj záření, je aktivita udávaná v Bq (becquerel). Pole záření lze popsat pomocí fluence částic (počet částic dopadajících na jednotku plochy). Základní veličinou, pomocí které charakterizujeme účinek záření na látku, kterou prochází je absorbovaná dávka, a jedná se vlastně o množství energie předané látce zářením, jednotkou dávky je 1 gray (Gy) s rozměrem J.kg^{-1} . (Navrátil et al., 2019)

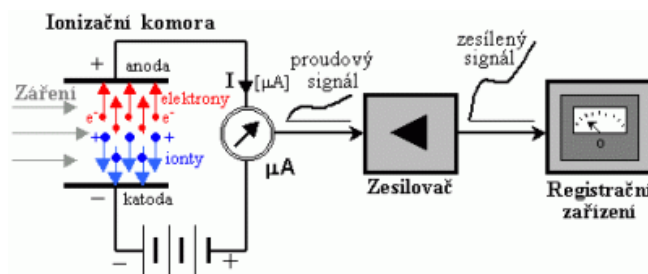
1.7.1 Dozimetry

Během všech aplikací ionizujícího záření je informace o měřené veličině, v tomto případě dávky, uložena ve změně toku částic svazku záření, jež je možné detekovat pomocí detektorů ionizujícího záření – dozimetrů. Ve většině případů se využívají detektory poskytující elektrický výstupní signál, a veškeré způsoby detekce ionizujícího záření jsou založeny na jednotlivých jevech jeho interakce s hmotou. (Šimek, 2002)

Existuje mnoho druhů dozimetrů, které lze rozdělit na dvě základní skupiny podle toho, zda podávají informaci kontinuálně (tzv. kontinuální dozimetry), anebo je v nich informace o množství sdělené energie nějakým způsobem kumulována, a vyhodnocena až pomocí vhodného vyhodnocovacího zařízení (tzv. dozimetry integrální). Mezi kontinuální dozimetry patří zejména ionizační komory, Geiger-Müllerovy počítače, polovodičové detektory, scintilační detektory nebo elektronické dozimetry. Do skupiny integrálních dozimetrů řadíme zejména filmový, termoluminiscenční nebo fotoluminiscenční dozimetr, jež jsou také nejčastěji používané v současné době v osobní dozimetrii.

1.7.1.1 Ionizační komora

Ionizační komora je tvořena dvěma elektrodami, katodou a anodou, které jsou umístěny v plynném prostředí. Za normálních okolností (bez přítomnosti záření) tímto systémem neprochází žádný proud – plyn mezi elektrodami je nevodivý, obvod není uzavřen. Pokud však do tohoto prostoru mezi elektrodami vnikne ionizující záření, vyrazí z původně neutrálních atomů plynu elektrony, a tím je mění na kladné ionty. Záporné elektrony putují v elektrickém poli okamžitě ke kladné anodě, kladné ionty se dají do pohybu k záporné katodě a obvodem začne protékat slabý elektrický proud způsobený iontovou vodivostí ionizovaného plynu mezi elektrodami. Platí, že proud je přímo úměrný intenzitě ionizujícího záření.



Obrázek 7 - Schéma funkce ionizační komory

Zdroj: (Radiobiologie, 2010)

1.7.1.2 Scintilační detektory

Principem scintilačních detektorů je přeměna absorbované energie ionizujícího záření na energii fotonů viditelného záření náležejících zpravidla do viditelné krátkovlnné oblasti spektra, nebo oblasti blízké ultrafialové oblasti, projevující se jako záblesky, tzv. scintilace. Tento typ detektorů patří mezi nejpoužívanější detektory ionizujícího záření, a to z několika důvodů. Jejich hlavní výhodou je poměrně vysoká detekční účinnost, v určitých případech se blíží až 100%. Další výhodou je také velice krátká mrtvá doba (časový interval od detekce jednoho kvanta, po který není detektor schopen detekovat kvanta další) – udává se, že ve srovnání např. s Geiger-Müllerovým počítačem může být tato doba až 100-krát kratší. A v neposlední řadě je to také fakt, že scintilační detektor dává výstupní signál, jehož další zpracování obvykle nevyžaduje použití citlivých zesilovačů. (Číhalová, 2013)

1.7.1.3 Polovodičové detektory

Polovodičové detektory fungují na podobném principu jako ionizační komora, jen je zde plyn nahrazen polovodičem. Vnikne-li ionizující částice do vhodného polovodiče, dochází v něm vlivem ionizace, čili vyražení elektronů z původně neutrálních atomů polovodiče, ke vzniku páru elektron – díra, přičemž většina primárních elektronů má tak velkou energii, že způsobuje další nárazovou ionizaci prostředí. Dochází k lavinovitému uvolňování elektronů do vodivostního pásu a tvorbě děr ve valenčním páse, počet uvolněných nosičů náboje tedy závisí na energii primární částice. Přiložíme-li na tento polovodič napětí, pak vlivem elektrického pole se volné nosiče nábojů (elektrony a díry) dají do pohybu v příslušném směru a v připojeném obvodu tak vznikne proudový impuls, jehož velikost závisí na energii dopadající částice ionizujícího záření. Díky tomuto lze využít polovodičové detektory jak pro detekci ionizujícího záření, tak také pro spektrometrická měření. Použití polovodičových detektorů má oproti ionizačním komorám tu výhodu, že energie nutná k vytvoření páru elektron-díra je řádově desetkrát menší, než energie nutná ke vzniku páru elektron-ion.

(Masarykova univerzita, 2020)

1.7.1.4 Termoluminiscenční dozimetry

Termoluminiscenční dozimetry jsou vhodné látky, v nichž ionizující záření vyvolává excitace elektronů z valenčního do vodivostního pásu s následným záchytem v záchytných centrech. Následným zahřátím potom získají tyto elektrony dostatečnou energii k opuštění záchytného centra a k rekombinaci při současném vyzáření ultrafialového záření nebo viditelného světla, které je pomocí fotokatody a fotonásobičů detekováno. Celková vyzářená energie je úměrná energii ionizujícího záření pohlceného v látce. Pro výrobu termoluminiscenčních dozimetrů se používají různé druhy termoluminiscenčních materiálů např. LiF (lithium fluorid), CaF₂ a další, s rozdílnou energetickou závislostí a citlivostí pro různé druhy záření. Mezi hlavní výhody termoluminiscenčních dozimetrů patří jejich vysoká citlivost a možnost přesného měření odezvy, dále pak poměrně široká oblast lineární závislosti mezi dávkou a odezvou dozimetru, možnost opakovaného použití dozimetru a také možnost použití látek s vlastnostmi blízkými lidské tkáni. Nevýhodou termoluminiscenčních dozimetrů je jejich citlivost na světlo a znečištění.

1.7.1.5 Radiofotoluminiscenční dozimetry

Podstatou radiofotoluminiscenčního dozimetru je fotoluminiscence, která je založena na principu tvorby luminiscenčních center indukovaných ionizujícím zářením v určitých látkách (např. fosfátová skla dopovaná stříbrem). Tato luminiscence je pak vybuzena osvětlením ozářeného detektoru ultrafialovým světlem. Stejně jako u termoluminiscenčního dozimetru je vyzářené světlo úměrné dávce ionizujícího záření absorbované v detektoru. Výhodou radiofotoluminiscenčního dozimetru je dlouhodobá stabilita odezvy, konstantní a vysoká citlivost a nízká energetická závislost, nevýhodou je pak podobně jako u dozimetrů termoluminiscenčních jejich citlivost na světlo.

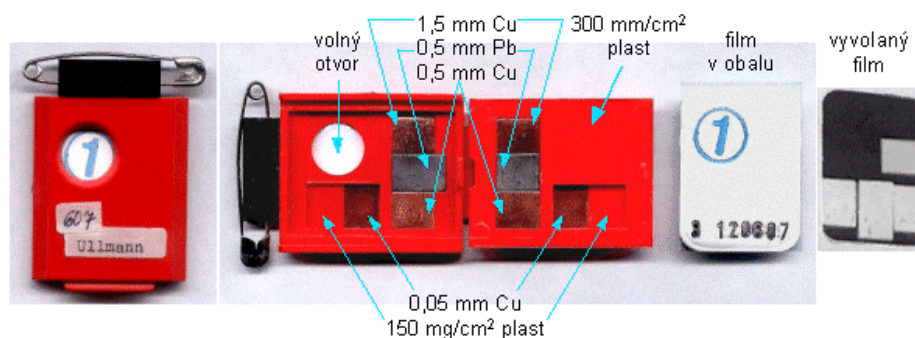
1.7.1.6 Elektronické osobní dozimetry

Postupně s vývojem miniaturizace elektroniky a dostupnosti výpočetní techniky nabývají postupně na významu také elektronické osobní dozimetry. Zpravidla pracují na bázi Geiger-Müllerových detektorů nebo polovodičových – Si-detektorů. Nevýhodou elektronických osobních dozimetrů je možné ovlivnění jiným než ionizujícím zářením. Elektronické osobní dozimetry je možné používat autonomně nebo ve spojení s vyhodnocovacím zařízením. Všechny uvedené dozimetry v podstatě fungují tak, že na základě kalibrace pomocí zdroje záření známých vlastností jsou kalibrovány tak, že velikost zkoumané odezvy (např. luminiscence) je vztažena k množství působícího záření. (Navrátil et al., 2019)

1.7.1.7 Filmové dozimetry

Filmové dozimetry jsou nejstaršími prostředky k zaznamenávání ionizujícího záření. V současnosti se pro osobní dozimetrii využívá filmový dozimetr, jehož součástí je dozimetrická kazeta s kompenzačními filtry a dozimetrický film. Po dopadu fotonu ionizujícího záření dochází k interakci elektronu se sloučeninou stříbra a následnému vyredukování černého amorfního kovového stříbra, čímž dojde ke zčernání filmu. Tímto vznikne ve fotoemulzi tzv. *latentní obraz*, který lze vyvolávacím procesem zviditelnit a vzniklé zčernání (optická hustota), které lze měřit, je závislé na míře ozáření filmu. (Singer, 2005)

Dozimetrický film je oboustranně překryt sadou filtrů a díky tomu lze určit i energii záření a směr ozáření. Pomocí filmového dozimetru lze měřit dávku od fotonů, elektronů i neutronů. Mezi výhody filmového dozimetru patří trvalý záznam údaje o ozáření s možností opětovné analýzy vyvolaného filmu, jeho nevýhodou je pak citlivost na světlo, vysokou vlhkost, teplotu a některé chemikálie. (Navrátil et al., 2019)



Obrázek 8 - Filmový dozimetr

Zdroj: (Radiobiologie, 2010)

1.7.2 Osobní monitorování

Účelem dozimetrie je především kontrola, zda nebyl překročen limit osobního dávkového ekvivalentu, což je pro pracovníka kategorie A 6 mSv za rok a 3/10 limitu ozáření pro kůži a končetiny, a zda nebyly na pracovišti překročeny vyšetřovací úrovně. Limitem se v tomto případě rozumí závazný kvantitativní ukazatel pro celkové ozáření osob z radiačních činností, jehož překročení ve vymezených případech není přípustné.

Dozimetrie je zajišťována pro všechny pracovníky kategorie A, pro pracovníky kategorie B se nepožaduje. Osobní dozimetr musí měřit všechny druhy záření, které se podílejí na zevním ozáření pracovníka, monitorovací období bývá zpravidla stanoveno na 1 měsíc. Vyhodnocování dozimetrů provádí oprávněná dozimetrická služba, a o zjištěných dávkách je následně informováno jak pracoviště a příslušný pracovník, tak také SÚJB.

Osobní dozimetr u pracovníků musí být umístěn na standardním místě, které bylo stanoveno zevně na pracovním oděvu vpředu vlevo na hrudníku. Toto místo je označováno také jako tzv. referenční. Pokud pracovník používá ochrannou zástěru, umístí osobní dozimetr vně zástěry na totéž místo. Pokud dojde k nehodě nebo je zde důvodné

podezření, že došlo k jednorázovému ozáření pracovníka, provede se vyhodnocení osobního dozimetru okamžitě.

Pracovníci kategorie A používají pro účely dozimetrie osobní filmové dozimetry, které jsou založeny na fotochemických účincích ionizujícího záření, a jejich princip byl již vysvětlen výše v příslušné kapitole.

Pracovníci, jejichž prsty jsou vystaveny zvýšené expozici (ve zdravotnictví typicky angiografická pracoviště) používají kromě filmových dozimetrů také dozimetry prstové. Prstové dozimetry se obvykle umísťují na vnitřní stranu prsteníku té ruky, která je více exponována. (Seidl et al., 2012)

Poměrně novým typem dozimetrů jsou také dozimetry oční, které nacházejí využití například v intervenční radiologii, nukleární medicíně, nebo v jaderném průmyslu. Jedním z těchto dozimetrů je EYE-DTM v němž je použit vysoce citlivý detektor MCP-N (Li:Mg, Cu, P). Rozsah možného měření dávek je od 10 μ Sv do 10 Sv. Technické provedení dovoluje i chemickou sterilizaci a to buď plynem a nebo kapalinou. (Řiháková, 2012)

Obrovskou výhodou těchto dozimetrů je fakt, že umožňují měřit osobní dávkový ekvivalent pro oční čočku přímo (tedy Hp(3) – osobní dávkový ekvivalent měřený 3 mm pod povrchem těla), a není tedy nutné tuto hodnotu přepočítávat z hodnoty Hp(10) – osobního dávkového ekvivalentu měřeného 10 mm pod povrchem těla, používaného při osobním monitorování, jako tomu bylo doposud. (Radcard, 2011)



Obrázek 9 - Oční dozimetr

Zdroj: (Radcard, 2011)

2 Cíl práce a hypotézy

Cíl práce

Analyzovat zjištěné hodnoty osobních dávek a dávkových ekvivalentů u pracovníků radiodiagnostického oddělení (RTG) a pracovníků centrálních operačních sálů (COS) Nemocnice Třebíč, p.o. v letech 2011 – 2021.

Hypotézy

H1: Ve sledovaném období nedošlo u žádného pracovníka k překročení limitu efektivní dávky 20 mSv/rok.

H2: Hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků RTG oddělení mají ve sledovaném období klesající tendenci.

H3: Hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků COS ve sledovaném období meziročně vzrostly.

H4: Případný nárůst stanovených hodnot efektivních dávek u pracovníků COS přímo souvisí s rostoucím počtem operačních výkonů ve sledovaném období.

3 Metodika výzkumu

Teoretická část práce byla napsána pomocí informací získaných jak z české tak ze zahraniční literatury. Její seznam je uveden na konci práce.

Cílem praktické části bylo ověřit, zda je v Nemocnici Třebíč dostatečně optimalizovaná radiační ochrana, a zda během prováděných vyšetření nedochází k překračování stanovených limitů ozáření. K tomuto bylo použito metody kvantitativního výzkumu, kdy byla nejprve sesbírána data získaná osobním monitorováním pracovníků na odděleních využívajících zobrazovacích metod pomocí rentgenového záření. Konkrétně se jedná o radiodiagnostické oddělení a operační sály. Data získaná ve stanoveném období byla zaznamenána do tabulek a pro větší přehlednost také do grafů, a následně statisticky vyhodnocena.

3.1 Radiodiagnostické oddělení (RTG)

U zaměstnanců radiodiagnostického oddělení byly vyhodnocovány údaje o zjištěných osobních dávkách v uplynulém desetiletí, tj. v období od roku 2011 do roku 2021. Sledovanou skupinu zde tvořilo celkem 18 zaměstnanců – 10 radiologických asistentů, 6 lékařů a 2 zdravotní sestry. Všichni byli rozděleni do příslušných skupin podle svého pracovního zařazení. Protože během sledovaného období došlo na tomto oddělení k několika personálním změnám, byli do tohoto výzkumu zahrnuti pouze ti pracovníci, kteří zde byli zaměstnáni po celé sledované období. Těmto pracovníkům byla následně přiřazena identifikační čísla, pod kterými byli následně vedeni v celém výzkumu.

Monitorování probíhalo pomocí osobních filmových dozimetrů, které na toto pracoviště dodává firma VF, a.s. se sídlem v Černé Hoře. Ta rovněž zajišťuje jejich vyhodnocení, které následně dodá na příslušné pracoviště ve formě Protokolu o vyhodnocení osobních dozimetrů. Z těchto protokolů jsem následně čerpal data pro svůj výzkum, kdy jsem u každého sledovaného pracovníka v daném období zaznamenal stanovené hodnoty efektivní dávky E, dále zjištěného osobního dávkového ekvivalentu v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně 10 mm Hp(10), a zjištěného osobního dávkového ekvivalentu v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně 0,07 mm Hp(0,07). Zaznamenány byly jednak hodnoty efektivní dávky a osobních dávkových ekvivalentů za příslušný rok, dále hodnoty zaznamenané za jednotlivá vyhodnocovací období, které je v případě radiačních pracovníků kategorie A jeden kalendářní měsíc. Takto zjištěné hodnoty byly následně

zaznamenány do tabulek pro jednotlivé skupiny pracovníků za příslušná období, ze kterých byly poté vytvořeny grafy zachycující roční hodnoty obdržených efektivních dávek a dávkových ekvivalentů u každého pracovníka za celé sledované období. Z těchto hodnot byly spočítány průměrné dávky pro každou skupinu pracovníků v jednotlivých letech. Následně byl z těchto průměrných hodnot vytvořen graf zachycující vývoj hodnot průměrných obdržených dávek a dávkových ekvivalentů v celém sledovaném období.



Obrázek 10 - Osobní filmový dozimetr firmy VF, používaný během monitorování na vybraných pracovištích

Zdroj: (VF, 2022)

3.2 Centrální operační sály (COS)

Dalším oddělením, na kterém probíhal výzkum, byly centrální operační sály, kde se poměrně často využívá pojízdných C-ramen ke skiaskopické či skiagrafické kontrole během výkonu. Přítomný personál je zde tedy rovněž vystaven rentgenovému záření.

Také zde byla vyhodnocována data získaná mezi lety 2011 – 2021, a důraz byl rovněž kladen na to, aby byli do výzkumu zařazeni pouze ti pracovníci, kteří zde vykonávali činnost v celém sledovaném období. Jedná se zde celkem o 33 pracovníků, kteří jsou stejně jako v případě radiodiagnostického oddělení rozděleni do příslušných skupin podle jejich pracovního zařazení. Do výzkumu bylo tedy zahrnuto celkem 12 lékařů – operátérů.

V tomto vzorku zastoupeny všechny obory, které v našem zdravotnickém zařízení během operací využívají rentgenové asistence – ortopedie, chirurgie a urologie. V dalších sledovaných skupinách je celkem 8 lékařů – anesteziologů, 10 zdravotních sester a 3 sanitáři.

Také zde probíhalo monitorování pomocí osobních filmových dozimetrů od firmy VF, a.s. a zaznamenávány byly hodnoty efektivní dávky E, osobního dávkového ekvivalentu Hp(10), a osobního dávkového ekvivalentu Hp(0,07) pouze s tím rozdílem, že u těchto pracovníků jsou dozimetry vyhodnocovány jednou za tři měsíce, a ne každý měsíc jako u pracovníků radiodiagnostického oddělení.

I zde byly získané hodnoty zaznamenány do příslušných tabulek pro jednotlivé skupiny za příslušné období, ze kterých byly následně vytvořeny grafy zachycující roční hodnoty obdržených dávek pro každého pracovníka. Také tady byly pak ze zaznamenaných hodnot dávek a dávkových ekvivalentů vypočteny průměrné hodnoty pro každou skupinu pracovníků v příslušných letech, aby mohl být posléze vytvořen graf zachycující vývoj hodnot obdržených dávek ve sledovaném časovém úseku od roku 2011 do roku 2022.

U pracovníků na operačních sálech byla dále předmětem zkoumání hypotéza, zda případný meziroční nárůst efektivních dávek ve sledovaném období přímo souvisí se zvyšujícím se počtem prováděných operačních výkonů. Pro tyto účely byla nejprve vytvořena tabulka zachycující celkový počet provedených operačních výkonů s rentgenovou asistencí v příslušných letech. Tyto informace byly čerpány z provozních deníků rentgenových přístrojů používaných během operačních výkonů – konkrétně se jednalo o pojízdná C-ramena OEC Fluorostar 7900 a OEC 7700 od firmy GE Healthcare. Bohužel potřebná data byla na pracovišti k dispozici pouze pro období od roku 2015 do současnosti, nicméně pro účely práce se i toto ukázalo jako postačující. Zároveň byla pro pracovníky na operačních sálech spočítána kolektivní dávka pro příslušné roky ve stejném období, a také průměrná kolektivní efektivní dávka na osobu, následně byla vypočtena korelace mezi hodnotami průměrné kolektivní efektivní dávky na osobu a počtem operačních výkonů.

4 Výsledky

4.1 Radiodiagnostické oddělení (RTG)

V rámci radiodiagnostického oddělení bylo do výzkumu zahrnuto celkem 18 zaměstnanců, kteří zde vykonávali činnost po celé sledované období 10 let. Jednalo se o 10 radiologických asistentů, ve výzkumu označených jako laboranti, dále 6 lékařů a 2 zdravotní sestry. Tito zaměstnanci byli po celé sledované období nepřetržitě monitorováni pomocí filmových dozimetrů, které byly vyhodnocovány jedenkrát měsíčně, a pak také ještě na začátku roku souhrnně pro období celého roku předchozího, a vedení pracoviště bylo o výsledcích informováno formou Protokolů o vyhodnocení osobních dozimetrů. Výsledky uvedené v těchto protokolech jsem následně přepsal do tabulek pro jednotlivé sledované roky. V tabulce č. 1 dále je u každého monitorovaného pracovníka uvedena jednak celková efektivní dávka E za celý rok, dávkové ekvivalenty Hp(10) a Hp(0,07), rovněž pro období celého roku, průměrné hodnoty těchto veličin pro každou skupinu pracovníků, a také hodnoty efektivních dávek za jednotlivé vyhodnocené měsíce. Protože nejnižší hodnota, kterou jsou filmové dozimetry používané na sledovaných pracovištích schopny detekovat je 0,05 mSv, jsou všechny zjištěné či stanovené hodnoty nižší než je tato hladina v tabulce uvedeny jako 0 mSv a to z toho důvodu, že stejný zápis je zvolen i v původním Protokolu o vyhodnocení osobních dozimetrů.

Tabulka 1 - Roční hodnoty zjištěných dávek u pracovníků RTG oddělení za rok 2011

Pracovník	Součet hodnot za rok 2011			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0,05	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0	0,05	0	0	0	0	0
laborant 9	0,13	0,13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,06	0	0,07
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,023	0,023	0												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0,06	0,06	0	0	0	0	0	0	0	0	0,06	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0,06	0,06	0	0	0,06	0	0	0	0	0	0	0,09	0	0	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0,76	0,76	0,24	0	0	0	0	0,13	0	0	0	0,22	0,28	0,05	0,08
průměr	0,147	0,147	0												
sestra 1	0,18	0,17	0	0	0	0	0	0	0	0	0,05	0,08	0	0,05	0
sestra 2	0,12	0,1	0	0	0	0,07	0	0	0	0	0,05	0	0	0	0,06
průměr	0,15	0,135	0												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Tabulka č. 1 zachycuje obdržené dávky u sledovaných pracovníků radiodiagnostického oddělení za rok 2011.

Nejdříve jsou zaznamenány zjištěné hodnoty obdržených dávek za příslušné sledované období u radiologických asistentů, označovaných zde jako laboranti. Z tabulky je patrné, že pouze u tří pracovníků došlo k stanovení vyšších dávek, než je minimální hladina 0,05 mSv, kterou jsou schopny použité dozimetry zaznamenat, přičemž nejvyšší efektivní dávku E a osobní dávkový ekvivalent Hp(10) obdržel pracovník č. 9, a to 0,13 mSv. Laboranti č. 6 a č. 8 obdrželi dávku právě této velikosti 0,05 mSv, u ostatních sedmi laborantů byly zaznamenány dávky nižší než je tato minimální hodnota

Dále jsou zachyceny obdržené dávky za totéž období u lékařů, přičemž jednoznačně nejvyšší hodnoty efektivní dávky E a osobního dávkového ekvivalentu Hp(10) a Hp(0,07) byly zaznamenány u lékaře č. 6, a to 0,76 mSv, respektive 0,24 mSv. Naopak minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv nebyla v tomto období překročena u třech lékařů, a u zbývajících dvou byla překročena jen minimálně – těmito dvěma lékařům byly zjištěny hodnoty 0,06 mSv.

Nakonec jsou v tabulce zaznamenány hodnoty obdržených dávek u zdravotních sester, působících v tomto období na radiodiagnostickém oddělení. Vyšší hodnota efektivní dávky byla zjištěna u sestry č. 1, a to 0,18 mSv, oproti sestře č. 2, u které bylo za stejné období zjištěno 0,12 mSv.

Tabulka 2 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2012

Pracovník	Součet hodnot za rok 2012			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0,11	0,11	0	0	0,05	0	0	0,06	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0	0,05	0	0	0	0	0
laborant 9	0,06	0,06	0	0	0	0	0	0	0,06	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,022	0,022	0												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0,05	0	0	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0,09	0,09	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,09	0	0	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0,31	0,3	0,24	0	0	0	0	0,13	0	0	0	0,07	0,11	0	0
průměr	0,075	0,0733	0												
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0,26	0,26	0,21	0	0,09	0	0	0,05	0,06	0	0	0	0	0	0,06
průměr	0,13	0,13	0,105												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 2 jsou zaznamenány obdržené dávky u sledovaných pracovníků za rok 2012.

Ve skupině sledovaných laborantů byly nejvyšší hodnoty efektivní dávky E a osobního dávkového ekvivalentu Hp(10) zaznamenány u laboranta č. 5, a sice 0,11 mSv pro obě veličiny. Vyšší hodnoty než je 0,05 mSv byly zjištěny ještě u dvou dalších laborantů, a sice u laboranta č. 8 to bylo právě 0,05 mSv a u laboranta č. 9 pak 0,06 mSv. Hodnoty osobního dávkového ekvivalentu Hp(0,07) vyšší než 0,05 mSv nebyly v tomto období zaznamenány u žádného laboranta.

Mezi sledovanými lékaři obdržel stejně jako v předchozím roce nejvyšší dávky lékař č. 6, a to jak v případě efektivní dávky E, kde zjištěná hodnota činila 0,31 mSv, tak také osobního dávkového ekvivalentu Hp(10) a Hp(0,07), kde bylo zaznamenáno 0,3 mSv, respektive 0,24 mSv. Hodnoty přesahující minimální detekovatelnou hodnotu byly zaznamenány ještě u lékaře č. 2, kde toto činilo právě 0,05 mSv, a lékaře č. 4, u kterého bylo detekováno 0,09 mSv.

Mezi sledovanými zdravotními sestrami byly v tomto období dávky vyšší než 0,05 mSv stanoveny pouze u sestry č. 2, a sice hodnota 0,26 mSv pro efektivní dávku E a osobní dávkový ekvivalent Hp(10), a 0,21 mSv pro osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07).

Tabulka 3 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2013

Pracovník	Součet hodnot za rok 2013			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0,05	0,05	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0,15	0,15	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0
laborant 6	0,06	0,06	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0
laborant 8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1
laborant 9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,031	0,031	0												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0,13	0,13	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0
lékař 3	0,06	0,06	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0,1	0	0	0
lékař 4	0,15	0,15	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0,1	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0,1	0,1	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,073	0,0733	0												
sestra 1	0,08	0,08	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0
sestra 2	0,08	0,08	0,21	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0
průměr	0,08	0,08	0,105												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Tabulka č. 3 obsahuje stanovené hodnoty osobních dávek u pracovníků radiodiagnostického oddělení za rok 2013.

Ve skupině deseti sledovaných laborantů byly nejvyšší hodnoty zjištěny opět jako v předchozím roce u laboranta č. 5, a to 0,15 mSv pro efektivní dávku a osobní dávkový ekvivalent Hp(10). Hodnoty vyšší než 0,05 mSv byly stanoveny ještě u laboranta laboranta č. 6, kterému byla detekována dávka o velikosti 0,06 mSv, a u laborantů č. 2 a č. 4, kterým bylo shodně stanoveno právě 0,05 mSv.

Mezi sledovanými lékaři byly tentokrát zjištěny nejvyšší hodnoty u lékaře č. 4, a to 0,15 mSv jak pro efektivní dávku E, tak osobní dávkový ekvivalent Hp(10). Podobných hodnot dosáhli ještě lékař č. 2 a lékař č. 6, u kterých bylo zaznamenáno 0,13 mSv, respektive 0,1 mSv pro obě tyto veličiny. Hranici 0,05 v tomto období těsně přesáhl lékař č. 3, u kterého činila zaznamenaná hodnota 0,06 mSv, naopak u lékaře ř. 1 a lékaře č. 5 byly detekovány hodnoty nižší.

Co se týče dvou sledovaných zdravotních sester, tak efektivní dávku E a osobní dávkový ekvivalent Hp(10) obdržely v tomto roce obě sestry stejnou, a to 0,08 mSv. Ovšem pouze u sestry č. 2 byla stanovena hodnota osobního dávkového ekvivalentu Hp(0,07) vyšší než 0,05 mSv, a to konkrétně 0,21 mSv.

Tabulka 4 - Roční hodnoty zjištěných dávek u pracovníků RTG oddělení za rok 2014

Pracovník	Součet hodnot za rok 2014			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 3	0,07	0,07	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0,17	0,17	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0,05	0,05	0	0,1	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0
laborant 8	0,08	0,08	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1
laborant 9	0,08	0,08	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,045	0,045	0												
lékař 1	0,14	0,14	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1
lékař 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 3	0,08	0,08	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0,22	0,22	0,1	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1
lékař 5	0,06	0,06	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0
lékař 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,083	0,0833	0												
sestra 1	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0,26	0,26	0,21	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0,1
průměr	0,155	0,155	0,105												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Z tabulky č. 4 lze vyčíst hodnoty zjištěných dávek u všech pracovníků RTG oddělení pro rok 2014.

V tomto období byla mezi laboranty zaznamenána nejvyšší dávka u laboranta č. 4, a měla hodnotu 0,17 mSv. U laborantů č. 8 a č. 9 byla shodně zjištěna dávka 0,08 mSv, laborant č. 3 pak obdržel dávku o velikosti 0,07 mSv, a u laboranta č. 7 byla detekována hodnota 0,05 mSv.

Ve skupině sledovaných lékařů obdržel nejvyšší dávku v tomto roce lékař č. 4, kterému byla zjištěna hodnota efektivní dávky a osobního dávkového ekvivalentu Hp(10) 0,22 mSv. U tohoto lékaře byl jako u jediného zaznamenán také osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07), který měl hodnotu 0,1 mSv. Dále u lékaře č. 1 byly zjištěny hodnoty 0,14 mSv pro efektivní dávku a osobní dávkový ekvivalent Hp(10), u lékaře č. 3 činily tyto hodnoty 0,08 mSv a u lékaře č. 5 to bylo 0,06 mSv. U zbývajících dvou lékařů pak nedošlo k překročení minimální detekovatelné hodnoty 0,05 mSv.

Mezi zdravotními sestrami obdržela za toto období jednoznačně vyšší dávku sestra č. 2, u které byly zjištěny hodnoty 0,26 mSv pro efektivní dávku E a pro osobní dávkový ekvivalent Hp(10), a hodnota 0,21 pro osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07). U sestry č. 1 činily zjištěné hodnoty efektivní dávky a osobního dávkového ekvivalentu Hp(10) 0,05 mSv.

Tabulka 5 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2015

Pracovník	Součet hodnot za rok 2015			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0,07	0,07	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1
laborant 2	0,1	0,1	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0,1	0	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0,09	0,09	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0,05	0,05	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0,1	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0	0	0	0
laborant 8	0,17	0,17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0	0,1
laborant 9	0,16	0,16	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0,1
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,074	0,074	0												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1
průměr	0,008	0,0083	0												
sestra 1	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,025	0,025	0												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Tabulka č. 5 obsahuje zaznamenané hodnoty dávek u personálu v roce 2015.

Ve skupině sledovaných laborantů byly v tomto období detekovány dávky vyšší než 0,05 mSv celkem u sedmi laborantů, přičemž nejvyšší dávku obdržel laborant č. 8 a tato dávka měla hodnotu 0,17 mSv. Jen o něco nižší dávka byla zaznamenána u laboranta č. 9, a to 0,16 mSv. U laboranta č. 2 a laboranta č. 7 bylo zjištěno shodně 0,1 mSv. U laboranta č. 4 byla pak zaznamenána dávka 0,09 mSv, u laboranta č. 1 to bylo 0,07 mSv a laborantovi č. 6 byla stanovena hodnota 0,05 mSv. U zbývajících tří laborantů pak nebyla překročena minimální detekovatelná hodnota.

Mezi deseti sledovanými lékaři byly nižší hodnoty než je minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv zaznamenány hned u devíti z nich. Vyšší hodnota byla zjištěna pouze u lékaře č. 6, a měla hodnotu právě 0,05 mSv.

Mezi sestrami byla minimální detekovatelná hladina překročena pouze u sestry č. 1, které bylo stanoveno 0,05 mSv, sestra č. 2 obdržela dávku nižší než je tato hodnota.

Tabulka 6 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2016

Pracovník	Součet hodnot za rok 2016			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 3	0,15	0,15	0	0	0	0	0	0,1	0	0,1	0,1	0	0	0	0
laborant 4	0,08	0,08	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,023	0,023	0												
lékař 1	0,13	0,13	0	0	0	0	0,1	0,1	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1
lékař 3	0,15	0,15	0	0,1	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0
lékař 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 5	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0
lékař 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,063	0,0633	0												
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0	0	0												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 6 jsou uvedeny zjištěné hodnoty dávek u sledovaných pracovníků v roce 2016.

Hned u osmi z deseti sledovaných nebyla v tomto roce překročena minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv, pouze u laboranta č. 3 bylo stanoveno 0,15 mSv a u laboranta č. 4 činily zjištěné hodnoty 0,08 mSv.

Ve skupině sledovaných lékařů obdržel vůbec nejvyšší dávku, která měla hodnotu 0,15 mSv, lékař č. 3. Druhá nejvyšší dávka byla zjištěna lékaři č. 1, a to 0,13 mSv, lékař č. 2 a lékař č. 5 obdrželi shodně dávku 0,05 mSv, u zbývajících dvou nepřesáhla obdržená dávka minimální detekovatelnou hodnotu.

Co se týče sledovaných zdravotních sester, tak během roku 2016 nebyla ani u jedné z nich překročena hodnota 0,05 mSv.

Tabulka 7 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2017

Pracovník	Součet hodnot za rok 2017			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0	0	0,05	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0	0	0,005												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0,15	0,15	0,16	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,2	0
průměr	0,025	0,0250	0,0267												
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0	0	0												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 7 jsou uvedeny hodnoty dávek zjištěné v roce 2017.

Nejprve jsou zaznamenány dávky, které byly v roce 2017 zjištěny u laborantů. V tomto roce téměř žádná zjištěná hodnota nepřesáhla minimální detekovatelnou hranici 0,05 mSv, pouze u laboranta č. 5 měla tuto hodnotu zjištěný osobní dávkový ekvivalentu Hp(0,07).

Velice podobná byla situace také při monitorování lékařů – i zde byla v tomto roce překročena minimální detekovatelná hladina pouze u jednoho pracovníka, a to u lékaře č. 6 – byly u něj zjištěny hodnoty 0,15 mSv pro efektivní dávku a osobní dávkový ekvivalent Hp(10), a 0,16 mSv pro osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07).

A stejná situace nastala také u zdravotních sester na RTG oddělení. Ani u jedné ze dvou sester nebyla v tomto roce překročena minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv.

Tabulka 8 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2018

Pracovník	Součet hodnot za rok 2018			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0,06	0,06	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0,32	0,32	0,3	0	0	0	0	0,3	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,038	0,038	0,03												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 5	0,05	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,008	0,0083	0,0083												
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0	0	0												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Tabulka č. 8 obsahuje data získaná na RTG oddělení v roce 2018.

V tomto období byly nejvyšší hodnoty zaznamenány u laboranta č. 10, a to 0,32 mSv pro efektivní dávku a osobní dávkový ekvivalent Hp(10), osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) měl u tohoto pracovníka hodnotu 0,3 mSv. Laborant č. 4 obdržel efektivní dávku a dávkový ekvivalent Hp(10) o velikosti 0,06 mSv, obdržené dávky u zbývajících laborantů byly minimální.

Mezi sledovanými lékaři byla pouze u lékaře č. 5 zaznamenána hodnota 0,05 mSv, u zbývajících devíti lékařů měly detekované dávky nižší hodnotu než je tato minimální detekovatelná hodnota.

Mezi sledovanými zdravotními sestrami byla situace stejná jako v předchozím sledovaném období - ani tentokrát nebyla u této skupiny překročena minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv.

Tabulka 9 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2019

Pracovník	Součet hodnot za rok 2019			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0,13	0,14	0,15	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0,9	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0,1	0,1	0,1	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,023	0,024	0,025												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0,05	0,05	0,05	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0
průměr	0,008	0,0083	0												
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0	0	0												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Do tabulky č. 9 byly zaznamenány všechny zjištěné dávky u sledovaných pracovníků v roce 2019.

V tomto období byly hodnoty vyšší než 0,05 mSv zaznamenány pouze u laboranta č. 2, u kterého byla zjištěna efektivní dávka 0,13 mSv, osobní dávkový ekvivalent Hp(10) 0,14 mSv a osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) 0,15 mSv, a u laboranta č. 10, kterému byla zjištěna hodnota 0,1 mSv pro všechny tři sledované veličiny. U zbývajících osmi laborantů nedošlo k překročení minimální detekovatelné hodnoty.

Podobně jako v minulém období, tak také v tomto roce měla jediná zaznamenaná dávka mezi lékaři hodnotu 0,05 mSv, tentokrát jí dosáhl lékař č. 6. U ostatních lékařů byly zaznamenány pouze dávky nižší, než je minimální detekovatelná hladina pro používané dozimetry.

Co se týče sledovaných zdravotních sester, tak také v tomto roce byly u této skupiny detekovány pouze dávky nižší, než je zaznamenané minimum 0,05 mSv.

Tabulka 10 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2020

Pracovník	Součet hodnot za rok 2020			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0,22	0,26	0,26	0	0	0,1	0	0	0	0	0	0	0,1	0,1	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0,05	0,05	0,05	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,027	0,031	0,031												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0	0	0												
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0	0	0												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Do tabulky č. 10 byly shrnuty všechny zjištěné hodnoty u sledovaných pracovníků v roce 2020.

Ve skupině sledovaných laborantů byly nejvyšší hodnoty v tomto období zjištěny u laboranta č. 2, a sice 0,22 mSv efektivní dávky, a 0,26 mSv osobních dávkových ekvivalentů. U laboranta č. 6 byla zjištěna hodnota 0,05 mSv, pro všechny sledované veličiny, u zbývajících osmi laborantů hodnoty ještě nižší než je tato minimální detekovatelná hodnota.

Mezi sledovanými lékaři nebyla v tomto období stanovena hodnota vyšší než je minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv ani u jednoho z nich.

Stejná situace nastala také u sledovaných zdravotních sester, kde ani u této kategorie nebyla v daném roce evidována celková dávka vyšší než 0,05 mSv.

Tabulka 11 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2021

Pracovník	Součet hodnot za rok 2021			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období											
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
laborant 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 2	0,06	0,07	0,07	0	0	0	0	0	0	0	0,06	0	0	0	0
laborant 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 4	0,1	0,11	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0
laborant 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
laborant 10	0,08	0,09	0,09	0	0,08	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,024	0,027	0,026												
lékař 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 2	0,05	0,06	0,49	0	0	0	0	0	0	0,05	0	0	0	0	0
lékař 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
lékař 6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,008	0,01	0,0817												
sestra 1	0,1	0,11	0,1	0	0	0	0	0	0	0	0,1	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
průměr	0,05	0,055	0,05												

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 11 jsou uvedeny zaznamenané hodnoty za poslední sledované období, kterým je rok 2021.

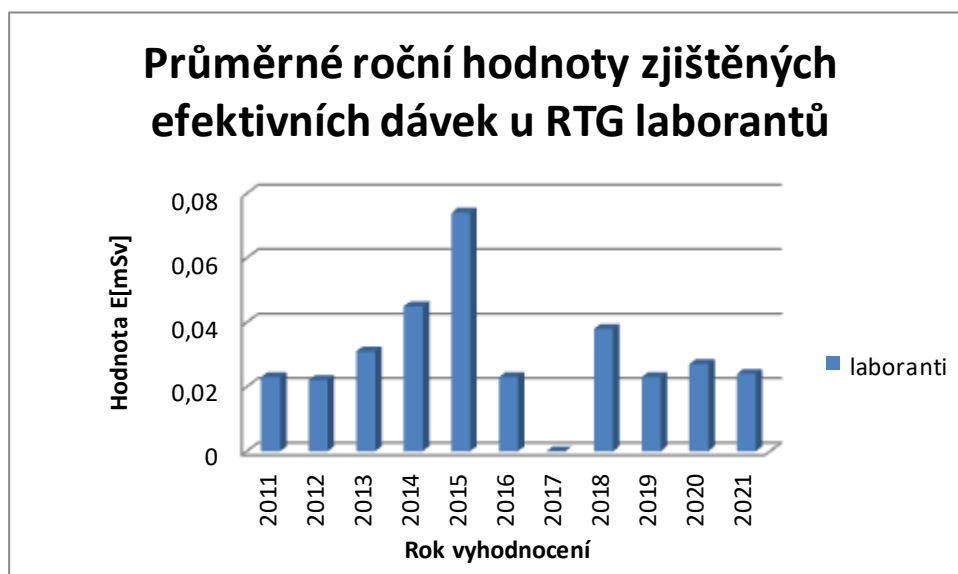
Mezi sledovanými laboranty byly zaznamenány nejvyšší hodnoty u laboranta č. 4, a to efektivní dávka a osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) o hodnotě 0,1 mSv, a osobní dávkový ekvivalent Hp(10) o hodnotě 0,1 mSv. Naopak u sedmi laborantů nebyly zjištěny hodnoty vyšší než 0,05 mSv. Tuto hodnotu překročil ještě laborant č. 2, u kterého bylo zjištěno 0,06 mSv pro efektivní dávku a 0,07 pro osobní dávkové ekvivalenty, a laborant č. 10, u kterého činily zjištěné hodnoty 0,08 mSv, respektive 0,09 mSv.

U sledovaných lékařů byly hodnoty vyšší než minimální detekovatelná hladina 0,5 mSv zjištěny pouze u lékaře č. 2, u kterého byla zjištěna hodnota efektivní dávky 0,05 mSv, osobního dávkového ekvivalentu Hp(10) 0,06 mSv a osobního dávkového ekvivalentu Hp(0,07) 0,49 mSv. Zbývajících pět lékařů nepřekročilo minimální detekovatelnou hladinu 0,05 mSv.

U zdravotních sester byla za toto období zjištěna efektivní dávka 0,1 mSv, osobní dávkový ekvivalent Hp(10) 0,11 mSv a osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) 0,1 mSv sestry č. 1, u druhé sestry ani jedna sledovaná veličina nepřekročila hodnotu 0,05 mSv.

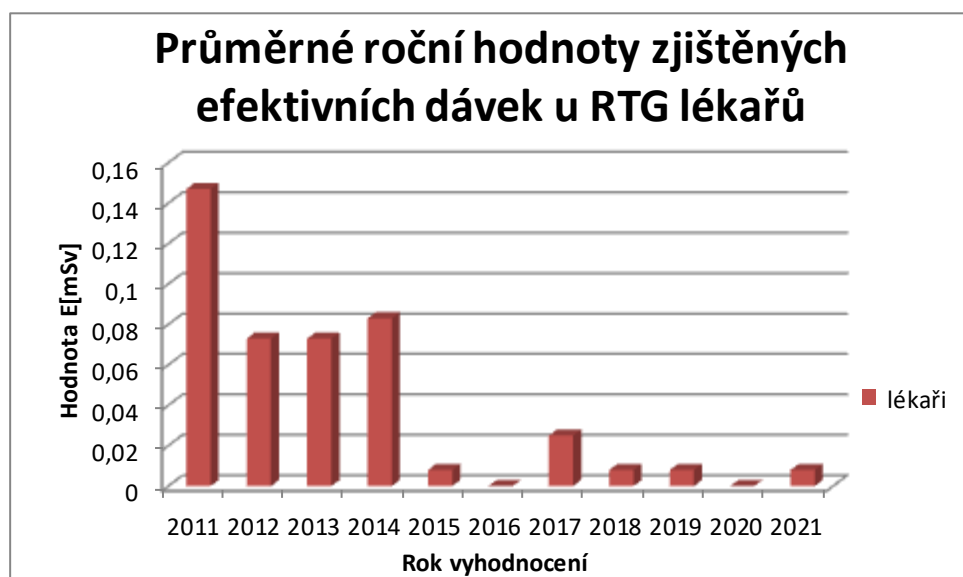
Po vyhodnocení všech sledovaných deseti let a přepsání hodnot do příslušných tabulek bylo dále zjišťováno, zda u jednotlivých skupin pracovníků RTG oddělení docházelo během sledovaného období k poklesu stanovených efektivních dávek. Pro tyto účely byly použity hodnoty průměrných efektivních dávek, uvedených v tabulkách pro jednotlivé roky, a z nich byl následně sestroyeny grafy č. 1 až 4.

Graf 1- Průměrné roční hodnoty zjištěných efektivních dávek u RTG laborantů



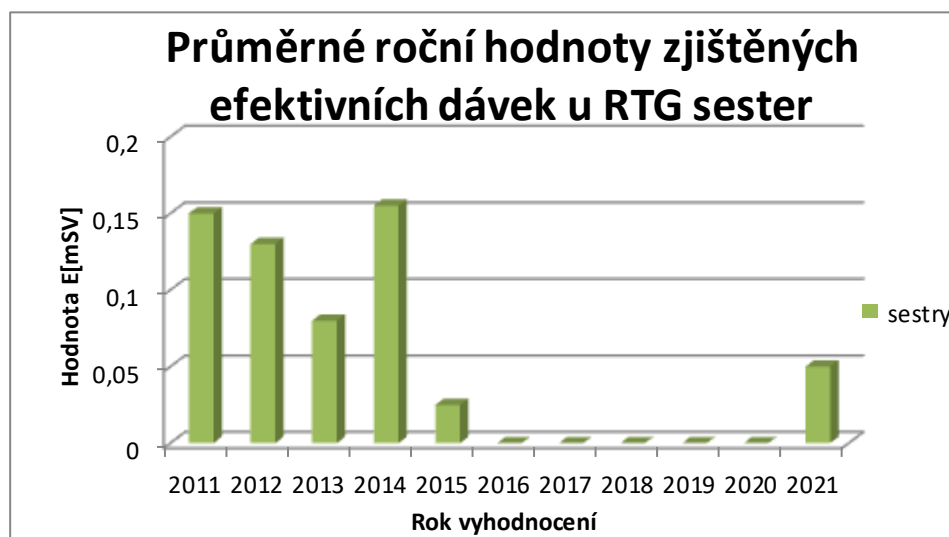
Zdroj: (Vlastní výzkum)

Graf 2 - Průměrné roční hodnoty zjištěných efektivních dávek u RTG lékařů



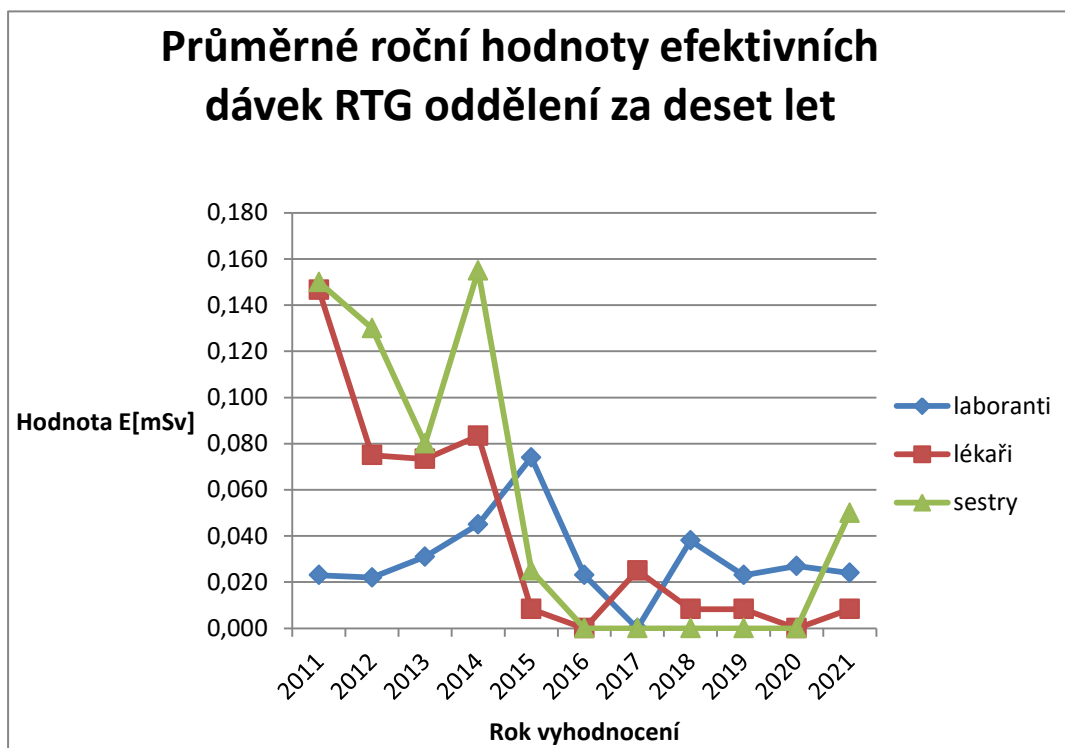
Zdroj: (Vlastní výzkum)

Graf 3 - Průměrné roční hodnoty zjištěných efektivních dávek u RTG sester



Zdroj: (Vlastní výzkum)

Graf 4 - Průměrné roční hodnoty efektivních dávek RTG oddělení za deset let



Zdroj: (Vlastní výzkum)

V grafech č. 1 – 3 jsou zachyceny hodnoty průměrných efektivních dávek pro každou sledovanou skupinu v letech 2011 až 2021, graf č. 4 ukazuje jejich vzájemné srovnání. Z těchto grafů je patrné, že během sledovaných deseti let došlo k nejcitelnějšímu poklesu stanovených efektivních dávek u lékařů, naopak u laborantů klesaly efektivní dávky v posledních letech jen pozvolna, a u této skupiny byl také mezi průměrnými dávkami za jednotlivé roky nejmenší rozdíl. Vývoj hodnoty průměrné efektivní dávky pro všechny pracovníky jako celek je pak zaznamenán v grafu č. 7, který je uveden v práci dále.

4.2 Centrální operační sály (COS)

V rámci centrálních operačních sálů bylo do výzkumu zahrnuto celkem 33 pracovníků rozdělených do čtyř kategorií – 12 lékařů operaterů, 8 lékařů anesteziologů, 10 zdravotních sester a 3 sanitáři. Stejně jako v případě radiodiagnostického oddělení byla vyhodnocována data získaná v letech 2011 – 2021, a do výzkumu byli zahrnuti pouze ti pracovníci, kteří na tomto pracovišti působili celé toto sledované období. Hodnoty obdržených dávek za jednotlivá období získaná z Protokolů o vyhodnocení osobních dozimetrů byly přepsány do tabulek pro příslušné sledované roky, přičemž zaznamenány byly hodnoty efektivní dávky, osobního dávkového ekvivalentu $H_p(10)$ a osobního dávkového ekvivalentu $H_p(0,07)$ za období celého roku, a dále také hodnoty efektivních dávek zaznamenané pro jednotlivá vyhodnocovací období, v tomto případě pro každé tři měsíce.

Tabulka 12 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2011

Pracovník	Součet hodnot za rok 2011			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0,11	0,11	0,1	0	0,06	0,05	0
lékař - operatér 2	0,08	0,08	0	0,08	0	0	0
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 6	0,05	0,05	0	0	0	0	0,05
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0,05	0,05	0	0	0,05	0	0
lékař - operatér 10	0,06	0,06	0	0,06	0	0	0
lékař - operatér 11	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0,08	0,08	0	0	0,08	0	0
lékař - anesteziolog 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0,12	0,12	0,1	0,06	0	0	0,05
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 7	0,06	0,06	0	0	0,06	0	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0,08	0,08	0	0	0	0,08	0
sestra 3	0	0	0	0	0	0	0
sestra 4	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
sestra 5	0,11	0,11	0,1	0	0,05	0,06	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0	0	0	0	0	0	0
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0	0	0	0	0	0	0
sestra 10	0,06	0,06	0	0	0	0	0,06
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 3	0,07	0,07	0	0	0,07	0	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 12 jsou zaznamenány hodnoty zjištěných dávek u pracovníků centrálních operačních sálů za rok 2011.

Nejvyšší hodnoty mezi operátory byly zjištěny u operátora č. 1, a to 0,11 mSv pro efektivní dávku a osobní dávkový ekvivalent Hp(10) a 0,1 mSv pro osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07). Naopak hned u šesti operátorů nepřesáhly zaznamenané dávky minimální detekovatelnou hodnotu 0,05 mSv.

Co se týče anesteziologů, tak nejvyšší hodnoty byly zaznamenány u anesteziologa č. 4, a sice 0,12 mSv pro efektivní dávku a osobní dávkový ekvivalent Hp(10), a 0,1 pro osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07). U anesteziologa č. 1 a anesteziologa č. 7 byly zjištěny dávky 0,08 mSv, resp. 0,06 mSv, dávky zbývajících nepřesáhly hodnotu 0,05 mSv.

Mezi zdravotními sestrami byly nejvyšší dávky detekovány u sestry č. 5, a to 0,11 mSv, respektive 0,1 mSv. Hodnota 0,05 mSv byla ještě překročena u sestry č. 2 a sestry č. 10, a sestra č. 4 obdržela právě tuto hraniční hodnotu. U ostatních byly zaznamenány hodnoty nižší.

U sanitářů byly v tomto období zjištěny dávky vyšší než 0,05 mSv pouze u sanitáře č. 3, u kterého byla zjištěna efektivní dávka a osobní dávkový ekvivalent Hp(10) o hodnotě 0,07 mSv. U zbývajících dvou nebyla hranice 0,05 mSv v tomto období překročena.

Tabulka 13 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2012

Pracovník	Součet hodnot za rok 2012			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0,08	0,08	0	0,08	0	0	0
lékař - operatér 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0,72	0,72	0,61	0,44	0,05	0	0,23
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 3	0,08	0,08	0	0,08	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0,08	0,08	0	0	0,08	0	0
lékař - anesteziolog 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0
sestra 3	0,11	0,11	0	0,06	0	0,05	0
sestra 4	0,07	0,07	0	0	0,07	0	0
sestra 5	0	0	0	0	0	0	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0	0	0	0	0	0	0
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
sestra 10	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 3	0	0	0	0	0	0	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 13 jsou zaznamenány hodnoty zjištěných dávek za rok 2012.

Operátorem, který v tomto období obdržel nejvyšší dávku byl operátor č. 11, u kterého bylo zjištěno 0,72 mSv a 0,61 mSv, minimální detekovatelnou hladinu pak překročil ještě operátor č. 4 s hodnotami 0,08 mSv.

Mezi anesteziology byly nejvyšší hodnoty zaznamenány u anesteziologa č. 3 a anesteziologa č. 6, kterým bylo shodně stanoveno 0,08 mSv. Zbýlých šest anesteziologů nepřekročilo hodnotu 0,05 mSv.

Ve sledované skupině zdravotních sester byly nejvyšší hodnoty zjištěny u sestry č. 3, a to 0,11 mSv, minimální detekovatelná hladina byla pak ještě překročena u sestry č. 4 a sestry č. 9, u kterých byly zjištěny hodnoty 0,07 mSv, respektive 0,05 mSv.

Mezi sanitáři nedošlo v období sledovaného roku 2012 k překročení minimální detekovatelné hladiny 0,05 mSv ani u jednoho ze tří sanitářů zahrnutých do výzkumu.

Tabulka 14 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2013

Pracovník	Součet hodnot za rok 2013			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0,21	0,21	0,2	0,21	0	0	0
lékař - operatér 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 6	0,1	0,1	0,12	0	0,1	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0,06	0,06	0	0	0,06	0	0
lékař - operatér 10	0,08	0,08	0	0,08	0	0	0
lékař - operatér 11	0,31	0,31	0,28	0	0,15	0	0,16
lékař - operatér 12	0,06	0,06	0	0	0	0	0,06
lékař - anesteziolog 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0,06	0,06	0	0	0,06	0	0
lékař - anesteziolog 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0,09	0,09	0	0	0	0	0,09
lékař - anesteziolog 7	0,07	0,07	0	0	0	0,07	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 1	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0
sestra 3	0,05	0,05	0	0	0	0	0
sestra 4	0	0	0	0	0	0	0
sestra 5	0,07	0,07	0,1	0	0	0,07	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0	0	0	0	0	0	0
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0	0	0	0	0	0	0
sestra 10	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 1	0,22	0,22	0,15	0	0,06	0	0,16
sanitář 2	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 3	0,06	0,06	0	0	0	0,06	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Do tabulky č. 14 byly zapsány všechny zjištěné hodnoty za rok 2013.

Nejvyšších dávek dosáhl v tomto období operatér č. 11, kterému byla zjištěna efektivní dávka a osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$ 0,31 mSv a osobní dávkový ekvivalent $H_p(0,07)$ 0,28 mSv. Hodnota 0,05 mSv byla v tomto období překročena ještě u dalších pěti operatérů, kdy podobně vysoká dávka byla zjištěna ještě u operatéra č. 4, a to 0,21 mSv pro efektivní dáku a osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$, a 0,2 mSv pro osobní dávkový ekvivalent $H_p(0,07)$.

Mezi anesteziology byla v tomto období nejvyšší stanovená hodnota 0,09 mSv, která byla zaznamenána u anesteziologa č. 6. Anesteziolog č. 2 a anesteziolog č. 7 obdrželi hodnoty 0,06 mSv a 0,07 mSv, u ostatních pěti nedošlo k překročení nejnižší detekované hodnoty.

Ve skupině zdravotních sester měla nejvyšší zjištěná dávka v tomto období hodnotu 0,07 mSv, a byla detekována u sestry č. 5, u které byla také zaznamenána nejvyšší hodnota osobního dávkového ekvivalentu $H_p(0,07)$, a to 0,1 mSv. Sestra č. 1 a sestra č. 3 obdržely shodně dávku 0,05 mSv, u ostatních sester byla zaznamenána dávka nižší.

U sanitářů obdržel jednoznačně nejvyšší dávky za tento rok sanitář č. 1, a to 0,22 mSv, respektive 0,15 mSv. U sanitáře č. 3 byla detekována dávka 0,06 mSv, sanitář č. 2 obdržel dávku nižší než je minimální detekovatelná hladina.

Tabulka 15 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2014

Pracovník	Součet hodnot za rok 2014			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0,11	0,11	0	0	0,05	0	0,06
lékař - operatér 2	0,06	0,06	0	0	0	0	0,06
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 5	0,19	0,19	0,2	0,19	0	0	0
lékař - operatér 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0,22	0,22	0,23	0	0	0	0,22
lékař - operatér 9	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0,73	0,73	0,74	0,26	0,16	0,1	0,21
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0,1	0,1	0	0	0	0	0,1
lékař - anesteziolog 3	0,12	0,12	0	0	0	0,6	0,6
lékař - anesteziolog 4	0,06	0,06	0	0	0	0	0,06
lékař - anesteziolog 5	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0,09	0,09	0	0	0	0	0,09
lékař - anesteziolog 7	0,07	0,07	0	0	0	0,07	0
lékař - anesteziolog 8	0,08	0,08	0	0,08	0	0	0
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0,14	0,14	0,13	0	0	0	0
sestra 3	0	0	0	0	0	0	0
sestra 4	0	0	0	0	0	0	0
sestra 5	0,05	0,05	0	0	0	0	0,05
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0,07	0,07	0	0	0	0	0,07
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0	0	0	0	0	0	0
sestra 10	0,11	0,11	0	0,06	0	0,05	0
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0,05	0,05	0	0	0	0	0,05
sanitář 3	0,07	0,07	0	0	0	0,07	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Do tabulky č. 15 byly zaznamenány zjištěné hodnoty dávek u všech pracovníků za rok 2014.

Ve skupině operatérů byly nejvyšší hodnoty zaznamenány u operatéra č. 11, kterému byla zjištěna efektivní dávka a osobní dávkový ekvivalent Hp(10) 0,73 mSv, a osobní dávkový ekvivalent 0,74 mSV.

Co se týče anesteziologů, tak v tomto roce byla minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv překročena téměř u všech sledovaných, pouze anesteziolog č. 1 obdržel hodnoty nižší. Naopak nejvyšší hodnoty byly zjištěny u anesteziologa č. 3, a to 0,12 mSv.

Ze skupiny sledovaných sester byly nejvyšší hodnoty zaznamenány u sestry č. 2, u které bylo zjištěno 0,14 mSv a 0,13 mSv, naopak u celkem šesti sester ze sledovaného vzorku nepřekročily dávky hodnotu 0,05 mSv.

Zaznamenány jsou i zjištěné hodnoty ve sledované skupině sanitářů. Zatímco sanitář č. 1 obdržel dávku menší než 0,05 mSv, u sanitáře č. 2 byla zjištěna hodnota právě 0,05 mSv a u sanitáře č. 3 to bylo 0,07 mSV.

Tabulka 16 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2015

Pracovník	Součet hodnot za rok 2015			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0,08	0,08	0	0	0	0	0,08
lékař - operatér 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0,11	0,11	0,13	0,11	0	0	0
lékař - operatér 9	0,16	0,16	0	0,1	0	0	0,06
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0,08	0,08	0	0,08	0	0	0
lékař - operatér 12	0,09	0,09	0,12	0,09	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0,08	0,08	0	0	0,08	0	0
lékař - anesteziolog 7	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
lékař - anesteziolog 8	0,08	0,08	0	0	0	0	0,08
sestra 1	0,07	0,07	0	0	0,07	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0
sestra 3	0,09	0,09	0,11	0	0,09	0	0
sestra 4	0,05	0,05	0	0	0,05	0	0
sestra 5	0	0	0	0	0	0	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0	0	0	0	0	0	0
sestra 8	0,08	0,08	0	0	0,08	0	0
sestra 9	0,05	0,05	0	0	0,05	0	0
sestra 10	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 1	0,06	0,06	0	0	0	0	0,06
sanitář 2	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 3	0	0	0	0	0	0	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 16 jsou uvedeny hodnoty zjištěných dávek u pracovníků operačních sálů za rok 2015.

Ve sledované skupině operátérů byly zjištěny nejvyšší hodnoty efektivních dávek u operátéra č. 9 a operátéra č. 8, u kterých bylo zaznamenáno 0,16 mSv a 0,11 mSv. U celkem sedmi operátérů nepřesáhly zjištěné dávky hodnotu 0,05 mSv, tuto hranici překročili kromě zmíněných dvou operátérů ještě operátér č. 12, u kterého byla zjištěna dávka 0,09 mSv, a operátéři č. 1 a č. 11, kteří obdrželi shodně dávku 0,08 mSv.

Ve skupině anesteziologů byla nejvyšší hodnota zjištěna u anesteziologa č. 6 a anesteziologa č. 8, oba dva obdrželi shodně efektivní dávku 0,08 mSv. Minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv byla zjištěna ještě u anesteziologa č. 7, u zbývajících pěti nedošlo v tomto období k překročení minimální detekovatelné hodnoty.

Co se týče hodnot zaznamenaných u sálových sester, tak nejvyšší hodnoty byly zjištěny u sestry č. 3, a to 0,09 mSv pro efektivní dávku a osobní dávkový ekvivalent Hp(10), a 0,11 mSv pro osobní dávkový ekvivalent Hp (0,07). Z tabulky je dále patrné, že v tomto období byly hodnoty dávek nižší než minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv zjištěny pouze u čtyř sester z deseti sledovaných.

Odlišná byla situace u sanitářů, kde minimální detekovatelná hladina byla překročena pouze u sanitáře č. 1, kterému byla zjištěna efektivní dávka 0,06 mSv.

Tabulka 17 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2016

Pracovník	Součet hodnot za rok 2016			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 5	0,11	0,11	0,1	0	0,11	0	0
lékař - operatér 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0,07	0,07	0	0	0,07	0	0
lékař - operatér 12	0,05	0,05	0	0	0,05	0	0
lékař - anesteziolog 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0,08	0,08	0	0	0	0,08	0
lékař - anesteziolog 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0,05	0,05	0	0	0,05	0	0
lékař - anesteziolog 5	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0,06	0,06	0	0	0	0,06	0
lékař - anesteziolog 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 1	0,07	0,07	0	0,07	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0
sestra 3	0,08	0,08	0	0	0,08	0	0
sestra 4	0	0	0	0	0	0	0
sestra 5	0,09	0,09	0	0	0,09	0	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0	0	0	0	0	0	0
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0,06	0,06	0	0,06	0	0	0
sestra 10	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0,09	0,09	0	0,09	0	0	0
sanitář 3	0,17	0,17	0	0,09	0	0,08	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 17 jsou zaznamenány zjištěné hodnoty dávek pracovníků operačních sálů v roce 2016.

Ve sledované skupině 12 operatérů nebyla v tomto roce překročena minimální detekovatelná hodnota 0,05 mSv hned u devíti z nich. Ze zbývajících tří, kteří tuto hodnotu překročili, obdržel nejvyšší dávku operatér č. 5, u kterého byla zjištěna hodnota efektivní dávky 0,11 mSv.

Mezi sledovanými anesteziology byla nejvyšší hodnota 0,08 mSv, a byla detekována u anesteziologa č. 2, anesteziolog č. 6 obdržel dávku 0,06 mSv, anesteziologové č. 4 a č. 5 obdrželi shodně 0,05 mSv. U ostatních byla detekovaná dávka nižší než tato hodnota.

Z tabulky lze také vyčíst detekované hodnoty u sledované desetičlenné skupiny sálových sester. U čtyř z nich byly v tomto roce zjištěny obdržené dávky vyšší než je minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv, z nichž nejvyšší dávku obdržela sestra č. 5, a to 0,09 mSv.

Co se týče sanitářů, tak v tomto období byla nejvyšší dávka zjištěna u sanitáře č. 3, a to 0,17 mSv, u sanitáře č. 2 to bylo 0,09 mSv, a hodnoty u sanitáře č. 1 nepřesáhly 0,05 mSv.

Tabulka 18 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2017

Pracovník	Součet hodnot za rok 2017			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 3	0,11	0,11	0,11	0	0	0,11	0
lékař - operatér 4	0,08	0,08	0	0,08	0	0	0
lékař - operatér 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 6	0,08	0,08	0	0	0	0	0,08
lékař - operatér 7	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0,1	0,1	0	0	0	0,05	0,05
lékař - anesteziolog 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0,1	0,1	0	0	0	0,05	0,05
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0,06	0,06	0	0	0	0,06	0
lékař - anesteziolog 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 8	0,05	0,05	0	0,05	0	0	0
sestra 1	0,13	0,13	0	0,06	0	0	0,07
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0
sestra 3	0	0	0	0	0	0	0
sestra 4	0,05	0,05	0	0	0	0	0,05
sestra 5	0,12	0,12	0	0,06	0,06	0	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0,06	0,06	0	0	0	0	0,06
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0,09	0,09	0	0,09	0	0	0
sestra 10	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0,06	0,06	0	0	0,06	0	0
sanitář 3	0	0	0	0	0	0	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Tabulka č. 18 zobrazuje zjištěné hodnoty dávek v roce 2017.

Nejdříve jsou zaznamenány opět hodnoty zjištěné u skupiny 12 sledovaných operatérů. Nejvyšší hodnoty byly zaznamenány u operátéra č. 3, kterému byla zjištěna efektivní dávka i osobní dávkové ekvivalenty 0,11 mSv, operatérům č. 4 a č. 6 byly shodně zaznamenány hodnoty 0,08 mSv, minimální detekovatelná hodnota byla ještě překročena u operátéra č. 7, u kterého byla zjištěna dávka právě 0,05 mSv.

Mezi anesteziology obdrželi nejvyšší dávku shodně anesteziolog č. 2 a anesteziolog č. 4 – u obou dvou byla zjištěna hodnota 0,1 mSv. Minimální detekovatelná hodnota byla v tomto roce překročena ještě u anesteziologa č. 1 a anesteziologa č. 8, kde činila právě 0,05 mSv, a u anesteziologa č. 6, kterému bylo zjištěno 0,06 mSv.

Ve skupině sester byla nejvyšší dávka zaznamenána u sestry č. 1, a to 0,13 mSv, následována sestrou č. 5, u které to bylo 0,12 mSv. Naopak hodnota 0,05 mSv nebyla překročena u pěti sester, a u sestry č. 4 byla detekována právě tato hraniční hodnota.

U tří sledovaných sanitářů byla v tomto období minimální detekovatelná hladina překročena pouze u sanitáře č. 2, a to 0,06 mSv, u zbývajících dvou byly zaznamenány hodnoty nižší.

Tabulka 19 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2018

Pracovník	Součet hodnot za rok 2018			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 2	0,11	0,11	0,11	0	0	0,11	0
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0,13	0,13	0,18	0	0	0,13	0
lékař - operatér 5	0,05	0,05	0	0	0,05	0	0
lékař - operatér 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 10	0,06	0,06	0,06	0	0	0,06	0
lékař - operatér 11	0,06	0,06	0,06	0	0	0	0,06
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 3	0,06	0,06	0,05	0,06	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0,07	0,07	0,07	0	0	0,07	0
lékař - anesteziolog 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 1	0,13	0,13	0,13	0	0	0,13	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0
sestra 3	0,06	0,06	0,06	0	0	0,06	0
sestra 4	0	0	0	0	0	0	0
sestra 5	0,13	0,13	0,18	0	0,13	0	0
sestra 6	0,06	0,06	0,05	0,06	0	0	0
sestra 7	0	0	0	0	0	0	0
sestra 8	0,05	0,05	0	0	0,05	0	0
sestra 9	0	0	0	0	0	0	0
sestra 10	0	0	0,05	0	0	0	0
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 3	0	0	0	0	0	0	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 19 jsou uvedeny všechny hodnoty zjištěných dávek u sledovaných pracovníků za rok 2018.

Mezi sledovanými operátéry byly nejvyšší hodnoty v tomto období zjištěny u operátéra č. 4, a to efektivní dávka a osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$ o hodnotě 0,13 mSv, a osobní dávkový ekvivalent $H_p(0,07)$ 0,18 mSv, podobná čísla byla zaznamenána ještě u operátéra č. 2, u kterého měly všechny tři sledované veličiny hodnotu 0,11 mSv. Naopak dávka nižší než 0,05 mSv byla zjištěna hned u sedmi operátérů.

Ve sledované skupině anesteziologů došlo k překročení minimální detekovatelné hladiny 0,05 mSv pouze u dvou z nich, kdy vyšší dávka byla zjištěna u anesteziologa č. 6, a to 0,07 mSv, oproti 0,06 mSv u anesteziologa č. 3.

Mezi sálovými sestrami obdržely nejvyšší dávky sestra č. 1 a sestra č. 5, u kterých byla zaznamenána shodná dávka 0,13 mSv, u sestry č. 5 byl ovšem stanoven vyšší osobní dávkový ekvivalent $H_p(0,07)$ a to 0,18 mSv. U pěti sester, což je rovná polovina sledovaného vzorku, nebyla v tomto období překročena minimální detekovatelná hodnota 0,05 mSv.

Z tabulky je také patrné, že v roce 2018 nebyla překročena minimální detekovatelná hladina 0,05 mSv ani u jednoho ze tří sledovaných sanitářů.

Tabulka 20 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2019

Pracovník	Součet hodnot za rok 2019			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0,19	0,21	0,2	0	0,09	0,05	0,05
lékař - operatér 2	0,1	0,11	0,1	0	0,1	0	0
lékař - operatér 3	0,22	0,25	0,25	0	0,05	0,07	0,1
lékař - operatér 4	0,09	0,1	0,15	0	0	0,09	0
lékař - operatér 5	0,14	0,16	0,14	0	0,06	0	0,08
lékař - operatér 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0,05	0,06	0,06	0	0	0	0,05
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0,21	0,23	0,19	0,06	0	0,05	0,1
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0,15	0,16	0,16	0	0	0,1	0,05
lékař - anesteziolog 2	0,19	0,22	0,21	0	0,05	0,08	0,06
lékař - anesteziolog 3	0,06	0,07	0,05	0	0	0,06	0
lékař - anesteziolog 4	0,25	0,27	0,26	0	0,05	0,08	0,12
lékař - anesteziolog 5	0,1	0,12	0,11	0	0,05	0,05	0
lékař - anesteziolog 6	0,17	0,19	0,17	0	0,05	0,07	0,05
lékař - anesteziolog 7	0,18	0,2	0,19	0	0	0,06	0,12
lékař - anesteziolog 8	0,1	0,11	0,11	0	0	0,1	0
sestra 1	0,05	0,05	0,05	0	0,05	0	0
sestra 2	0,23	0,24	0,23	0,11	0	0	0,12
sestra 3	0,26	0,28	0,26	0	0,05	0,13	0,08
sestra 4	0,13	0,15	0,13	0	0	0,07	0,06
sestra 5	0,25	0,27	0,24	0	0,05	0,11	0,09
sestra 6	0,07	0,08	0,07	0	0	0	0,07
sestra 7	0,05	0,05	0,05	0	0	0	0,05
sestra 8	0,09	0,1	0,1	0	0	0	0,09
sestra 9	0,11	0,13	0,13	0	0	0,05	0,06
sestra 10	0,13	0,15	0,14	0	0	0,05	0,08
sanitář 1	0,21	0,23	0,22	0	0	0,11	0,1
sanitář 2	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 3	0,2	0,22	0,19	0	0	0,09	0,11

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Do tabulky č. 20 byly zaznamenány zjištěné hodnoty sledovaných pracovníků operačních sálů za rok 2019.

Ve skupině operatérů byla v tomto období nejvyšší zjištěná efektivní dávka 0,22 mSv, a to u operatéra č. 3. U tohoto operatéra byly rovněž zjištěny také nejvyšší hodnoty osobních dávkových ekvivalentů, a to shodně 0,25 mSv. Podobných hodnot dosáhli také operatér č. 11, u kterého bylo zjištěno 0,21 mSv, respektive 0,23 mSv a 0,19 mSv, a operatér č. 1, u kterého měly zjištěné hodnoty velikost 0,19 mSv, 0,21 mSv a 0,2 mSv. Naopak u pěti operatérů nebyly v tomto roce zaznamenány dávky vyšší než 0,05 mSv.

U všech sledovaných anesteziologů byly v tomto období zjištěny dávky vyšší než 0,05 mSv, nejvyšší hodnoty byly zaznamenány u anesteziologa č. 4, a to efektivní dávka 0,25 mSv, osobní dávkový ekvivalent Hp(10) 0,27 mSv, a osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) 0,26 mSv. Oproti tomu nejnižší hodnoty byly zaznamenány u anesteziologa č. 3, a to efektivní dávka 0,06 mSv, osobní dávkový ekvivalent Hp(10) 0,07 mSv, a osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) 0,05 mSv.

Podobná situace byla také v případě skupiny sledovaných sester, kdy také u této kategorie byly v tomto roce všechny detekované hodnoty vyšší než minimální detekovatelná hladina. Vůbec nejvyšší hodnoty byly zaznamenány u sestry č. 3, kde byla zjištěna efektivní dávka 0,26 mSv, osobní dávkový ekvivalent Hp(10) 0,28 mSv, a osobní dávkový ekvivalent Hp(0,07) opět 0,26 mSv. Naopak nejnižší dávky obdržely shodně sestra č. 1 a sestra č. 7, u kterých byly zjištěny hodnoty 0,05 mSv pro všechny tři sledované veličiny.

Ve skupině sanitářů byly nejvyšší hodnoty zjištěny u sanitáře č. 1, který obdržel efektivní dávku 0,21 mSv a osobní dávkové ekvivalenty 0,23 mSv, respektive 0,22 mSv. Podobné hodnoty byly zjištěny také u sanitáře č. 3, který obdržel efektivní dávku 0,2 mSv a osobní dávkové ekvivalenty 0,22 mSv a 0,19 mSv. U sanitáře č. 2 nebyly stanovené hodnoty vyšší než 0,05 mSv.

Tabulka 21 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2020

Pracovník	Součet hodnot za rok 2020			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E [mSv]	Hp(10) [mSv]	Hp(0,07) [mSv]	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
lékař - operatér 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 3	0,05	0,05	0,06	0	0,05	0	0
lékař - operatér 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0,08	0,09	0,08	0	0	0,08	0
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 1	0	0	0	0	0	0	0
sestra 2	0	0	0	0	0	0	0
sestra 3	0	0	0	0	0	0	0
sestra 4	0	0	0	0	0	0	0
sestra 5	0,09	0,1	0,15	0	0	0,09	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0	0	0	0	0	0	0
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0	0	0	0	0	0	0
sestra 10	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 3	0	0	0	0	0	0	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 21 jsou zaznamenány zjištěné hodnoty dávek u sledovaných pracovníků za rok 2020.

V tomto roce byla u skupiny sledovaných operatérů minimální detekovatelná hladina překročena pouze u operatéra č. 3, u kterého byly zjištěny hodnoty 0,05 mSv a 0,06 mSv, a u operatéra č. 11, kde to bylo 0,08 mSv a 0,09 mSv.

Podobná situace nastala také ve skupině anesteziologů, kde na rozdíl od minulých let nebyla v tomto roce hodnota 0,05 mSv překročena ani u jednoho anesteziologa ze sledované skupiny.

Také u sálových sester byly v tomto období detekovány nižší hodnoty, než tomu bylo dosud. V tomto roce byly pouze u sestry č. 5 zjištěny hodnoty 0,09 mSv pro efektivní dávku a 0,1 mSv, respektive 0,15 mSv pro osobní dávkové ekvivalenty. U zbývajících devíti sester nebyly ani jednou překročeny hodnoty 0,05 mSv.

A také u skupiny sledovaných sanitářů byla situace podobná, jako u skupin ostatních. Ani u těchto pracovníků nedošlo během roku 2020 k stanovení vyšších hodnot než je 0,05 mSv.

Tabulka 22 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2021

Pracovník	Součet hodnot za rok 2021			Hodnoty E [mSv] za jednotlivá monitorovací období			
	E	Hp(10)	Hp(0,07)	I.Q	II.Q	III.Q	IV.Q
	[mSv]	[mSv]	[mSv]				
lékař - operatér 1	0,05	0,06	0,05	0,05	0	0	0
lékař - operatér 2	0,09	0,1	0,09	0	0	0	0,09
lékař - operatér 3	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 4	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 6	0,3	0,33	0,32	0,3	0	0	0
lékař - operatér 7	0,23	0,25	0,25	0,23	0	0	0
lékař - operatér 8	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 9	0,12	0,14	0,07	0,07	0	0	0,05
lékař - operatér 10	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 11	0	0	0	0	0	0	0
lékař - operatér 12	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0,14	0,16	0,16	0,08	0,06	0	0
lékař - anesteziolog 2	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 3	0,06	0,07	0,06	0,06	0	0	0
lékař - anesteziolog 4	0,09	0,1	0,09	0,09	0	0	0
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 6	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 7	0	0	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 1	0,22	0,24	0,24	0,22	0	0	0
sestra 2	0,07	0,08	0,08	0	0	0	0,07
sestra 3	0	0	0	0	0	0	0
sestra 4	0	0	0	0	0	0	0
sestra 5	0	0	0	0	0	0	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0
sestra 7	0,05	0,06	0,05	0	0	0,05	0
sestra 8	0	0	0	0	0	0	0
sestra 9	0,07	0,08	0,08	0,07	0	0	0
sestra 10	0,09	0,1	0,1	0	0,09	0	0
sanitář 1	0	0	0	0	0	0	0
sanitář 2	0,06	0,07	0,07	0	0	0	0,06
sanitář 3	0	0	0	0	0	0	0

Zdroj: (Vlastní výzkum)

Do tabulky č. 22 byly zaznamenány zjištěné hodnoty dávek za rok 2021.

Mezi sledovanými operátory byly nejvyšší hodnoty zaznamenány u operátora č. 6, kdy efektivní dávka i osobní dávkové ekvivalenty přesáhly hodnotu 0,3 mSv, zvýšené hodnoty byly detekovány také u operátora č. 6, kterému byla zjištěna efektivní dávka 0,23 mSv, respektive osobní dávkové ekvivalenty 0,25 mSv. Naopak hned u sedmi operátorů byly zaznamenány dávky nižší než je hodnota 0,05 mSv,.

U skupiny sledovaných anesteziologů byly nejvyšší hodnoty zjištěny u anesteziologa č. 1, a to 0,14 mSv pro efektivní dávku, a 0,16 mSv pro osobní dávkové ekvivalenty. Společně s ním překročili hranici 0,05 mSv pouze anesteziolog č. 3 a anesteziolog č. 4.

Ve skupině sester byla nejvyšší hodnota efektivní dávky zaznamenána u sestry č. 1, a to 0,22 mSv, naopak minimální detekovatelná hodnota 0,05 mSv nebyla překročena u celkem pěti sester. Této hraniční hodnoty dosáhla sestra č. 7, překročena pak byla u sester č. 2 a č. 9, kde bylo zjištěno shodně 0,07 mSv, respektive 0,08 mSv, a u sestry č. 10, které byla zjištěna hodnota efektivní dávky 0,09 mSv a osobních dávkových ekvivalentů 0,1 mSv.

Co se týče sanitářů, tak nejvyšší hodnoty byly v tomto období zjištěny u sanitáře č. 2, u kterého měla efektivní dávka hodnotu 0,06 mSv, a osobní dávkové ekvivalenty pak 0,07 mSv. Toto byl zároveň také jediný případ v této skupině, kdy byla překročena minimální detekovatelná hodnota 0,05 mSv, u zbývajících dvou sanitářů byly zaznamenány pouze nižší hodnoty.

Tabulka 23 - Zjištěné hodnoty efektivních dávek u pracovníků COS v letech 2011 - 2021

	Efektivní dávka [mSv]										
	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021
lékař - operátor 1	0.11	0	0	0.11	0.08	0	0	0	0.19	0	0.05
lékař - operátor 2	0.08	0	0	0.06	0	0	0	0.11	0.1	0	0.09
lékař - operátor 3	0	0	0	0	0	0	0.11	0	0.22	0.05	0
lékař - operátor 4	0	0.08	0.21	0	0	0	0.08	0.13	0.09	0	0
lékař - operátor 5	0	0	0	0.19	0	0.11	0	0.05	0.14	0	0
lékař - operátor 6	0.05	0	0.1	0	0	0	0.08	0	0	0	0.3
lékař - operátor 7	0	0	0	0	0	0	0.05	0	0	0	0.23
lékař - operátor 8	0	0	0	0.22	0.11	0	0	0	0	0	0
lékař - operátor 9	0.05	0	0.06	0	0.16	0	0	0	0.05	0	0.12
lékař - operátor 10	0.06	0	0.08	0	0	0	0	0.06	0	0	0
lékař - operátor 11	0	0.72	0.31	0.73	0.08	0.07	0	0.06	0.21	0.08	0
lékař - operátor 12	0	0	0.06	0	0.09	0.05	0	0	0	0	0
lékař - anesteziolog 1	0.08	0	0	0	0	0	0.05	0	0.15	0	0.14
lékař - anesteziolog 2	0	0	0.06	0.1	0	0.08	0.1	0	0.19	0	0
lékař - anesteziolog 3	0	0.08	0	0.12	0	0	0	0.06	0.06	0	0.06
lékař - anesteziolog 4	0.12	0	0	0.06	0	0.05	0.1	0	0.25	0	0.09
lékař - anesteziolog 5	0	0	0	0.05	0	0.05	0	0	0.1	0	0
lékař - anesteziolog 6	0	0.08	0.09	0.09	0.08	0.06	0.06	0.07	0.17	0	0
lékař - anesteziolog 7	0.06	0	0.07	0.07	0.05	0	0	0	0.18	0	0
lékař - anesteziolog 8	0	0	0	0.08	0.08	0	0.05	0	0.1	0	0
sestra 1	0	0	0.05	0	0.07	0.07	0.13	0.13	0.05	0	0.22
sestra 2	0.08	0	0	0.14	0	0	0	0	0.23	0	0.07
sestra 3	0	0.11	0.05	0	0.09	0.08	0	0.06	0.26	0	0
sestra 4	0.05	0.07	0	0	0.05	0	0.05	0	0.13	0	0
sestra 5	0.11	0	0.07	0.05	0	0.09	0.12	0.13	0.25	0.09	0
sestra 6	0	0	0	0	0	0	0	0.06	0.07	0	0
sestra 7	0	0	0	0.07	0	0	0.06	0	0.05	0	0.05
sestra 8	0	0	0	0	0.08	0	0	0.05	0.09	0	0
sestra 9	0	0.05	0	0	0.05	0.06	0.09	0	0.11	0	0.07
sestra 10	0.06	0	0	0.11	0	0	0	0	0.13	0	0.09
sanitář 1	0	0	0.22	0	0.06	0	0	0	0.21	0	0
sanitář 2	0	0	0	0.05	0	0.09	0.06	0	0	0	0.06
sanitář 3	0.07	0	0.06	0.07	0	0.17	0	0	0.2	0	0
roční kolektivní dávka	0.98	1.19	1.49	2.37	1.13	1.03	1.19	0.97	3.98	0.22	1.64
průměrná efektivní dávka na osobu/rok	0.03	0.04	0.05	0.07	0.03	0.03	0.04	0.03	0.12	0.01	0.05

Zdroj: (Vlastní výzkum)

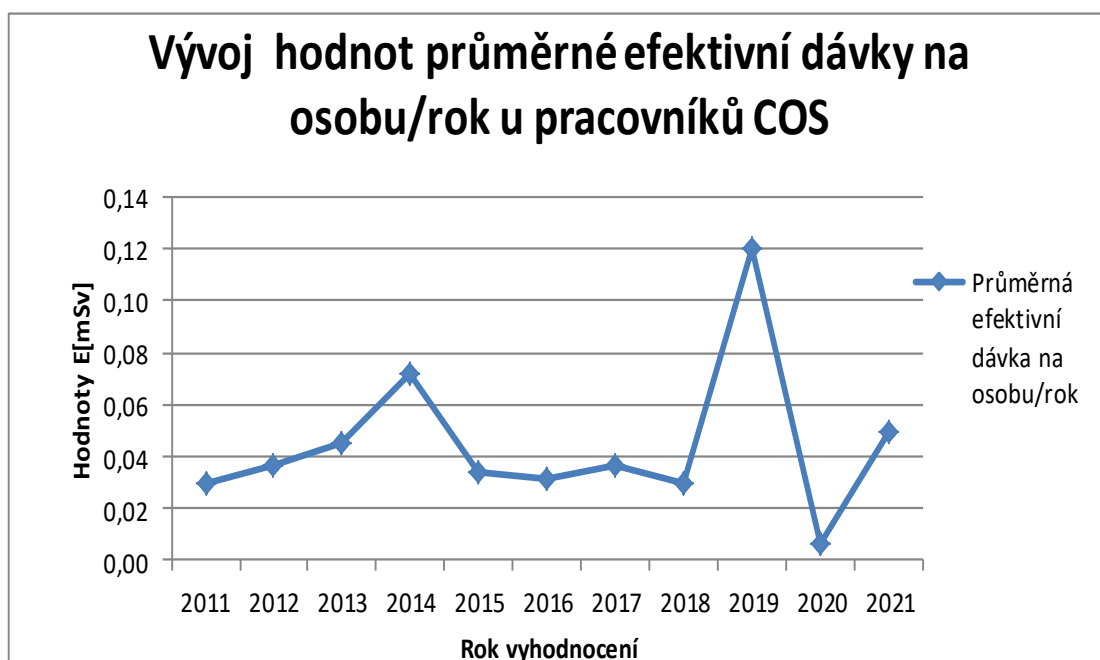
V tabulce č. 23 jsou shrnuty zjištěné hodnoty efektivních dávek u sledovaných pracovníků operačních sálů v letech 2011 až 2021. Z těchto hodnot byly následně pro každý rok spočítány roční kolektivní dávky, a průměrné kolektivní efektivní dávky na osobu pro daný rok, obě hodnoty byly určeny s přesností na dvě desetinná místa, a tyto hodnoty byly následně pro lepší vizualizaci jejich vývoje zaneseny do grafů č. 5 a 6.

Graf 5 - Vývoj zjištěných hodnot roční kolektivní dávky u pracovníků COS



Zdroj: (Vlastní výzkum)

Graf 6 - Vývoj hodnot průměrné efektivní dávky na osobu/rok u pracovníků COS



Zdroj: (Vlastní výzkum)

Z tabulky a příslušných grafů je patrné, že roční kolektivní dávka měla nejvyšší hodnotu v roce 2019, a to 3,98 mSv, a naopak nejnižší v roce 2020, kdy činila pouze 0,22 mSv. Co se hodnot průměrné efektivní dávky na osobu týče, tak pro rok 2019 byla vypočítána jako 0,12 mSv, a pro rok 2020 pak 0,01 mSv.

Tabulka 24 - Počet operačních výkonů s RTG asistencí v Nemocnici Třebíč, p.o.

Rok	Počet výkonů - OEC Fluorostar 7900	Počet výkonů - OEC 7700 Copmact	Počet výkonů celkem
2015	346	201	547
2016	412	160	572
2017	464	288	752
2018	475	302	777
2019	388	321	709
2020	411	305	716
2021	430	312	742

Zdroj: (Vlastní výzkum)

V tabulce č. 24 je uveden počet operačních výkonů v Nemocnici Třebíč, p.o., při nichž byla využita RTG asistence. Jak bylo již zmíněno v úvodu kapitoly, tak k dispozici byla pouze data od roku 2015, nicméně pro potřeby této práce se ukázal tento časový úsek jako dostačující. Z tabulky je patrné, že nejvíce operačních výkonů s RTG asistencí proběhlo v roce 2018, naopak nejméně jich bylo v roce 2015.

Poté co byly spočítány hodnoty ročních kolektivních dávek a průměrných efektivních dávek na osobu pro daný rok, a byly zjištěny počty provedených operačních výkonů s RTG asistencí, byl zkoumán vzájemný vztah mezi těmito proměnnými.

4.3 Vyhodnocení hypotéz

Po shromáždění zjištěných výsledků a jejich zpracování bylo následně možné na základě zjištěných skutečností přejít k ověření hypotéz, které byly stanoveny na samém začátku výzkumu. Byly stanoveny celkem čtyři hypotézy, které se uvádí v následujících sekcích:

4.3.1. Ověření hypotézy H1

Hypotéza H1: Ve sledovaném období nedošlo u žádného pracovníka k překročení limitu efektivní dávky 20 mSv/rok.

Ze zjištěných hodnot efektivních dávek pro obě pracoviště ve sledovaném období byla vytvořena tabulka č.25, ve které jsou pro každý sledovaný rok uvedeny průměrné a maximální hodnoty efektivních dávek u sledovaných skupin pracovníků. Z tabulky je patrné, že nejvyššími dosaženými hodnotami je hodnota 0,76 mSv na osobu a rok pro RTG oddělení, které bylo dosaženo v roce 2011, a hodnota 0,73 mSv na osobu a rok pro Centrální operační sály, která byla zjištěna v roce 2013.

Můžeme tedy říci, že **hypotéza H1**, která říká, že ve sledovaném období nedošlo u žádného pracovníka k překročení limitu efektivní dávky 20 mSv/rok, **byla potvrzena.**

Tabulka 25 - Průměrné a maximální hodnoty efektivní dávky ve sledovaných letech

Roky	Skupina					
	RTG oddělení			Centrální operační sály		
	Průměr	Maximum	Směr. Odchylka	Průměr	Maximum	Směr. Odchylka
2011	0,08	0,76	0,18	0,03	0,12	0,04
2012	0,05	0,31	0,09	0,04	0,72	0,13
2013	0,05	0,15	0,05	0,05	0,31	0,07
2014	0,07	0,26	0,08	0,07	0,73	0,13
2015	0,05	0,17	0,06	0,03	0,16	0,04
2016	0,03	0,15	0,06	0,03	0,17	0,04
2017	0,01	0,15	0,04	0,04	0,13	0,04
2018	0,02	0,32	0,08	0,03	0,13	0,04
2019	0,02	0,13	0,04	0,12	0,26	0,08
2020	0,02	0,22	0,05	0,01	0,09	0,02
2021	0,02	0,10	0,04	0,05	0,30	0,08

Zdroj: (Vlastní výzkum)

4.3.2. Ověření hypotézy H2

Hypotéza H2: Hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků RTG oddělení mají ve sledovaném období klesající tendenci.

Pro ověření této hypotézy byla použita lineární regresní analýza, veškeré výpočty byly provedeny pomocí statistického softwaru SPSS. Nejprve byly stanoveny nulová a alternativní hypotéza, a to:

H2.0: Vývoj hodnot stanovených efektivních dávek nezávisí na čase

H2.1: Hodnoty stanovených efektivních dávek se v čase statisticky významně mění, hodnoty mají klesající tendenci

Proměnná sledující hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků RTG pochází z normálního rozdělení (zjištěno pomocí Shapiro Wilkova testu; p-hodnota = 0,419).

V prvním kroku vyhodnocení byl proveden celkový F test, který v našem případě vyšel statisticky významný ($F = 25,195$; p-hodnota = 0,001), tj. model má smysl a jeho koeficient je na hladině významnosti $\alpha = 5 \%$ statisticky významný.

Koeficient má pak hodnotu $b = -0,006$ (p-hodnota = 0,001), jedná se tedy o zápornou hodnotu, na základě čehož můžeme potvrdit alternativní hypotézu, že hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků RTG oddělení skutečně mají ve sledovaném období klesající tendenci.

Dále byl pomocí softwaru vypočten koeficient determinace, který má v tomto případě hodnotu 0,737, celkově je tedy modelem vysvětleno 73,7 % celkové variability dat, a také korelační koeficient, jehož hodnota $R = -0,858$ opět potvrzuje náš předpoklad o silném statisticky významném negativním vývoji.

Hypotéza H2 tedy byla potvrzena.

Graf 7 - Vývoj hodnot průměrné efektivní dávky u pracovníků RTG oddělení



Zdroj: (Vlastní výzkum)

4.3.3. Ověření hypotézy H3

Hypotéza H3: Hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků COS ve sledovaném období meziročně vzrostly.

Také pro ověření této hypotézy byla použita lineární regresní analýza, a stejně jako v případě hypotézy H2, tak také zde byly veškeré výpočty provedeny pomocí statistického softwaru SPSS.

Nulová a alternativní hypotéza mají tvar:

H3.0: Vývoj hodnot stanovených efektivních dávek u pracovníků COS nezávisí na čase

H3.1: Hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků COS se v čase statisticky významně mění, hodnoty mají rostoucí tendenci

Pomocí Shapiro Wilkova testu bylo zjištěno, že data proměnné sledující hodnoty stanovených dávek u pracovníků na sálech nepocházejí z normálního rozdělení (p -hodnota = 0,011).

Na rozdíl od pracovníků RTG oddělení tak v případě pracovníků na sálech celkový F test pro regresní analýzu na hladině významnosti $\alpha = 5 \%$ nezamítáme ($F = 0,148$; p -hodnota = 0,709), koeficient regrese není statisticky významný, což znamená, že v tomto případě se potvrzuje nulová hypotéza, čili vývoj hodnot stanovených efektivních dávek v tomto případě nezávisí na čase.

Statisticky významný pak není korelační koeficient b , který má v tomto případě hodnotu 0,127, **hypotéza H3 tedy nebyla potvrzena.**

4.3.4. Ověření hypotézy H4

Hypotéza H 4: Případný nárůst stanovených hodnot efektivních dávek u pracovníků COS přímo souvisí s rostoucím počtem operačních výkonů ve sledovaném období.

Tato hypotéza byla vyhodnocena pomocí korelační analýzy, která sleduje vztah dvou číselných proměnných, a to „Průměrná efektní dávka na osobu/rok“ a „Počet výkonů celkem“.

Nulová a alternativní hypotéza mají tvar:

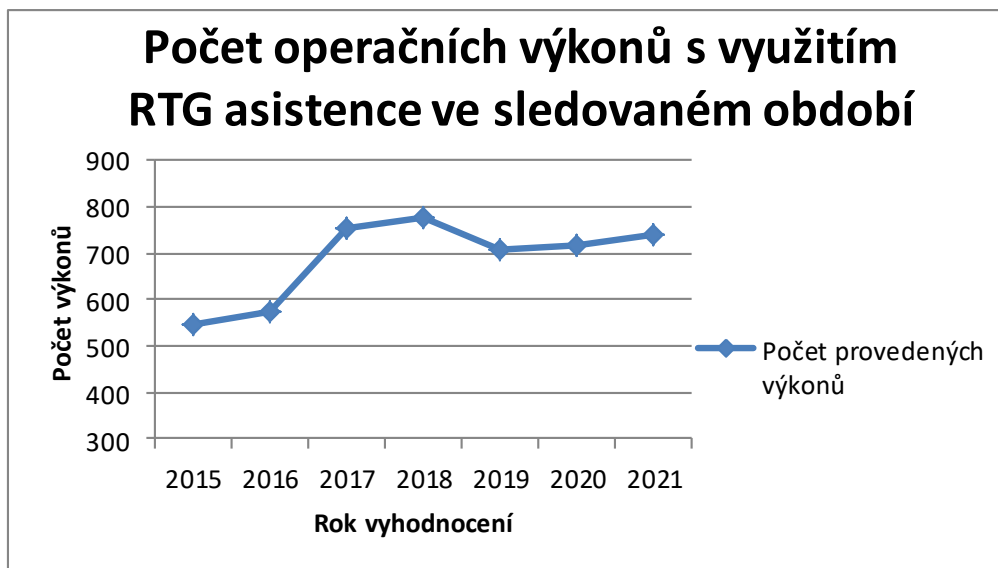
H4.0: Mezi hodnotami efektních dávek u pracovníků COS a počtem operačních výkonů neexistuje statisticky významný vztah

H4.1: Mezi hodnotami efektních dávek u pracovníků COS a počtem operačních výkonů existuje statisticky významný vztah

V prvním kroku bylo ověřeno, zda data obou proměnných pocházejí z normálního rozdělení. Na základě provedených testů normality byla normalita potvrzena pouze u proměnné „Průměrná dávka“ (p-hodnota = 0,078), pro ověření vztahu mezi proměnnými je proto nutné použít neparametrický Spearmanův korelační koeficient.

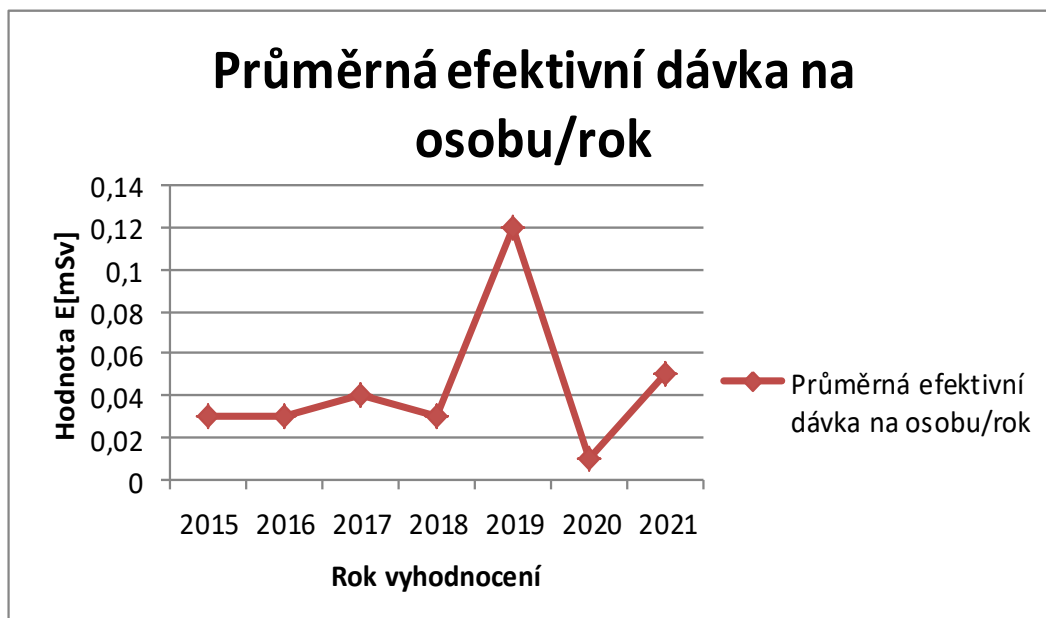
Výsledný koeficient má hodnotu $R = 0,111$ s p-hodnotou = 0,812. Na hladině významnosti $\alpha = 5 \%$ tedy nebyla testovaná hypotéza H4.0 zamítnuta, což znamená, že nebylo prokázáno, že by mezi hodnotami efektních dávek u pracovníků COS a počtem operačních výkonů existoval statisticky významný vztah. **Hypotéza H4 tedy potvrzena nebyla.** Toto je ostatně patrné také z níže uvedených grafů, které zachycují vývoj počtu provedených operačních výkonů období od roku 2015, a vývoj zjištěných hodnot efektivních dávek ve stejném časovém úseku.

Graf 8 - Počet operačních výkonů s využitím RTG asistence od roku 2015



Zdroj: (Vlastní výzkum)

Graf 9 - Průměrná efektivní dávka na osobu/rok u pracovníků COS od roku 2015



Zdroj: (Vlastní výzkum)

5 Diskuze

Cílem této práce bylo analyzovat zjištěné hodnoty efektivních dávek a dávkových ekvivalentů u pracovníků radiodiagnostického oddělení a centrálních operačních sálů Nemocnice Třebíč, p.o. v letech 2011 až 2021, a posoudit tak stav radiační ochrany v tomto zařízení ve sledovaném období. Na samém počátku byly stanoveny celkem čtyři hypotézy, jejichž pravdivost byla následně ověřována, tyto hypotézy jsou uvedeny v předchozí kapitole.

Samotný výzkum pak probíhal tak, že byly stanoveny dvě skupiny pracovníků Nemocnice Třebíč, kteří během výkonu své profese přicházejí do kontaktu s ionizujícím zářením, a to zaměstnanci radiodiagnostického oddělení (RTG), a zaměstnanci centrálních operačních sálů (COS). V každé z těchto skupin byli příslušní zaměstnanci dále rozděleni ještě podle svého profesního zaměření – u zaměstnanců RTG oddělení se jednalo o radiologické asistenty neboli též RTG laboranty, lékaře-radiology a zdravotní sestry, v případě operačních sálů to pak byli lékaři-operatéri, lékaři-anesteziologové, sálové sestry a sanitáři. K tomuto rozdělení bylo přistoupeno proto, že každá z těchto skupin má jinou náplň své pracovní činnosti, a lze tedy očekávat, že míra profesního ozáření bude proto u každé z nich jiná.

U těchto pracovníků, kteří jsou během výkonu práce neustále monitorováni pomocí osobních filmových dozimetrů jež jsou v pravidelných intervalech vyhodnocovány, byly následně sesbírány veškeré údaje z Protokolů o vyhodnocení osobních dozimetrů, a to za období posledních 10 let, tj. za roky 2011 až 2021. Sledovanými veličinami byly stejně jako v těchto protokolech efektivní dávka E, osobní dávkový ekvivalent v hloubce tkáně 10 mm Hp(10), a osobní dávkový ekvivalent v hloubce tkáně 0,07 mm Hp(0,07). Zjištěné hodnoty těchto veličin byly zaznamenány do příslušných tabulek, a následně byly na jejich základě ověřeny hypotézy stanovené na začátku výzkumu.

Co se týče hypotézy H1, která předpokládá, že ve sledovaném období nedošlo u žádného pracovníka k překročení limitu efektivní dávky 20 mSv/rok, což je limitní hodnota pro radiační pracovníky stanovená Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, tak tato hypotéza byla potvrzena – nejvyšší zjištěné hodnoty celkové efektivní dávky byly 0,76 mSv/rok pro radiodiagnostické oddělení, respektive 0,73 mSv/rok pro centrální operační sály. Tento výsledek mimo jiné vlastně dokazuje, že na obou zmíněných pracovištích jsou principy radiační ochrany dostatečně dodržovány a ani zde ve sledovaném období nedošlo k žádné

radiační mimořádné události, což jsou skutečnosti pro provoz pracovišť se zdroji ionizujícího záření nanejvýš žádoucí.

Hypotéza H2 předpokládala, že hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků RTG oddělení mají ve sledovaném období klesající tendenci. Hlavním důvodem ke stanovení této hypotézy byl fakt, že se v současné době na zajištění radiační ochrany během radiodiagnostických výkonů klade stále větší důraz a dodržování jejích principů bývá pravidelně kontrolováno, dalo se tedy předpokládat, že zjištěné hodnoty efektivních dávek budou oproti dřívějším letům klesat.

Co se zjištěných výsledků týče, tak skutečně klesající tendenci měly hodnoty efektivních dávek pouze u lékařů, jak je patrné z grafu č. 4. Tento výsledek může být dán skutečností, že na rozdíl od zbývajících dvou profesí lékaři-radiologové provádí hlavní část své pracovní činnosti mimo dosah ionizujícího záření, a to na popisovně, která se v případě tohoto pracoviště nachází na jiném patře než vyšetřovny (tzn. je zde uplatněna jednak ochrana vzdáleností, a také stínění). Do kontaktu s ním tak přijdou především pouze během intervenčních výkonů, kterých během sledovaného období výrazně ubylo, proto hodnoty zjištěných efektivních dávek během sledovaného období strmě klesají.

Co se týče zbývajících dvou skupin, laborantů a sester, tak zde si lze povšimnout skutečnosti, že nejprve docházelo k nárůstu zjištěných hodnot zjištěných efektivních dávek, kdy svého vrcholu dosáhly v letech 2014, respektive 2015, a od té doby docházelo k jejich poklesu a v současné době se jejich hodnoty mění jen minimálně. Nárůst dávek na začátku sledovaného období může být zapříčiněn nejspíš nárůstem počtu provedených vyšetření, a s tím související zvýšenou radiační zátěží vyšetřujícího personálu. Následný pokles a současná stabilní situace je pak pravděpodobně dána zvýšeným důrazem na radiační ochranu v následujících letech, a z toho vyplývajícím důslednějším dodržováním jejích principů, než tomu bylo na začátku sledovaného období.

Budeme-li hovořit o pracovnících RTG oddělení jako o celku a nebudeme rozlišovat jednotlivé skupiny, zjistíme, že hodnoty efektivních dávek mají skutečné klesající tendenci, tudíž tato hypotéza byla také potvrzena. Toto opět svědčí o dostatečně zajištěné radiační ochraně na tomto pracovišti, i když vzhledem k dílčím výsledkům je zde jistě prostor pro zlepšení, především co se skupiny radiologických asistentů (laborantů) a sester týče. Dá se totiž předpokládat, že počet provedených vyšetření stále poroste, a s nimi bude vyšší též radiační zátěž pro přítomné pracovníky.

Co se týče hypotézy H3, tak zde se předpokládalo, že hodnoty stanovených efektivních dávek u pracovníků COS ve sledovaném období meziročně vzrostly. Důvodem ke stanovení této hypotézy byl jednak předpoklad, že ve sledovaném období v každém roce jednoznačně přibude počet provedených operačních výkonů s rentgenovou asistencí, a také fakt, že během probíhajícího výkonu má přítomný personál pouze omezené možnosti, jak se před rentgenovým zářením chránit.

Například nelze příliš spoléhat na způsob ochrany pomocí vzdálenosti – lékař-operatér a sestra instrumentářka musí být po celou dobu výkonu přítomni v těsné blízkosti pacienta, tím pádem i v těsné blízkosti zářiče. Ostatní personál sice v takto těsné blízkosti být nemusí, ale vzhledem k faktu, že během výkonu nesmí opustit prostory sálu, tak má možnost využití ochrany před ionizujícím zářením pomocí vzdálenosti také velice omezenou. Stejně tak se také nelze příliš spoléhat na možnost ochrany pomocí času – délka výkonu a tím pádem také velikost radiační zátěže totiž záleží jednak na typu a náročnosti daného výkonu a s tím související nutnosti snímkování, a také na šikovnosti konkrétního operátéra, celková délka expozice je tedy během operačních výkonů značně individuální, a je zde spousta faktorů, které mohou v tomto případě výslednou radiační zátěž ovlivnit. Plně spoléhat se tedy přítomný personál může pouze na ochranu pomocí stínění, která je v případě operačních výkonů zajišťována nošením olovených zástěr a nákrčníků.

Ovšem na rozdíl od předchozích dvou hypotéz, tak se hypotéza H3 nepotvrdila – hodnoty efektivních dávek se u pracovníků COS ve sledovaném období nezvyšovaly, ale byly víceméně konstantní. Když se podíváme na křivku vývoje ročních hodnot efektivních dávek u pracovníků COS detailněji, tak si můžeme všimnout, že zpočátku sledovaného období byl skutečně patrný meziroční nárůst, a to až do roku 2014. Protože pro toto období nejsou k dispozici data o počtu provedených operačních výkonů, tak se lze pouze domnívat, že tento fakt může být pravděpodobně způsoben narůstajícím počtem provedených operačních výkonů v těchto letech. Mezi lety 2015 až 2018 jsou hodnoty zjištěných efektivních dávek téměř konstantní, přestože počet operačních výkonů v těchto letech meziročně narůstal. Tato skutečnost může být nejspíš způsobena důslednějším dodržováním principů radiační ochrany, než tomu bylo v minulých letech, ostatně jako tomu bylo i v případě RTG oddělení.

Průměru se poté vymykají následující dva roky, kdy v roce 2019 byly zjištěny suverénně nejvyšší hodnoty efektivních dávek, přestože počet operačních výkonů byl mnohem nižší než v předchozím roce, než v letech následujících. Protože během výzkumu byly

k dispozici pouze data o celkovém počtu provedených výkonů, a ne o jejich typu nebo celkové délce, tak se lze domnívat, že za zvýšenými hodnotami zjištěných efektivních dávek stojí vyšší náročnost provedených výkonů v tomto roce, a tím pádem i zvýšené používání rentgenové asistence v průběhu výkonů, a z toho plynoucí vyšší radiační zátěž pro personál. Je totiž velice nepravděpodobné, že by v tomto roce byly kladeny nižší nároky na radiační ochranu, nebo že by její principy byly dodržovány méně důsledně. Dalším rokem, který se z hlediska efektivních dávek vymykal zjištěnému průměru, byl následující rok 2020, ve kterém byla hodnota zjištěných efektivních dávek naopak nejnižší za celé sledované období. Zde je jednoznačně příčinou proběhlá pandemie onemocnění Covid-19, kdy během takzvané první a druhé vlny epidemie byla ve sledovaném zařízení značně omezena veškerá operativa. To znamená, že v období od března do května a dále od října až do konce roku byly prováděny pouze akutní operační zákroky, a všechny ostatní pokud to jejich povaha umožňovala, tak byly odloženy. Plná operativa tak probíhala pouze v období od začátku roku do půlky března, a pak v období od půlky května do začátku října, což se výrazně projevilo na zjištěných výsledcích.

Celkově lze ale říci, že zjištěné hodnoty efektivních dávek byly ve sledovaném období mezi lety 2011 – 2021 téměř konstantní, a původní hypotéza se tedy nepotvrdila.

Poslední hypotéza H4 předpokládala, že případný nárůst stanovených hodnot efektivních dávek u pracovníků COS přímo souvisí s rostoucím počtem operačních výkonů ve sledovaném období.

Vzhledem k tomu, že efektivní dávky u pracovníků COS oproti původnímu předpokladu ve stanoveném období nerostly, ale byly víceméně konstantní, se dalo předpokládat, že ani tato hypotéza nebude potvrzena. A skutečně, na základě provedené korelační analýzy mezi počtem provedených operačních výkonů a hodnotou průměrné roční efektivní dávky na osobu bylo zjištěno, že mezi těmito dvěma proměnnými neexistuje statisticky významný vztah, a velikost zjištěných efektivních dávek ve sledovaném období tedy nijak nesouvisela s počtem provedených operačních výkonů.

6 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo provést analýzu obdržených dávek u pracovníků Nemocnice Třebíč, p.o. během vyšetření a výkonů využívajících rentgenové záření v uplynulých deseti letech.

Za tímto účelem byla zvolena metoda kvantitativního výzkumu, během kterého bylo nejprve vybráno celkem 51 pracovníků, kteří během výkonu své činnosti přicházeli do kontaktu s rentgenovým zářením, tito pracovníci byli rozděleni do skupin jednak podle svého pracoviště, a v rámci pracoviště dále ještě podle pracovního zařazení. U těchto pracovníků byly následně zjišťovány a zaznamenány hodnoty efektivní dávky a osobních dávkových ekvivalentů v uvedeném období, a po jejich statistickém zpracování pak byly vyhodnoceny hypotézy, které byly stanoveny na samém počátku výzkumu.

Na základě zjištěných výsledků lze říci, že radiační ochrana je v zařízení Nemocnice Třebíč, p.o. zajištěna na dostatečné úrovni. Navzdory faktu, že se v průběhu sledovaného období zvýšil počet vyšetření pomocí rentgenového záření, tak na sledovaných pracovištích nedošlo k nárůstu zjištěných hodnot efektivních dávek u přítomných pracovníků, naopak u některých skupin měly tyto hodnoty dokonce klesající tendenci. Stejně tak zjištěné výsledky nasvědčují tomu, že během tohoto období nedošlo v tomto zařízení k žádné radiační mimořádné události, jež by měla za následek překročení stanovených limitů ozáření.

Přestože tedy výsledky a závěry této práce vyznívají pro zdravotnické zařízení Nemocnice Třebíč, p.o. pozitivně, tak určité dílčí výsledky naznačily, že je zde určitě ještě prostor pro zlepšení, především co se využívání rentgenové asistence na operačních sálech týče – přestože jsou zjištěné hodnoty z roku 2019 na tomto pracovišti stále ještě v normě, tak jejich odchylka od hodnot zjištěných v letech předchozích i následujících je více než zřejmá. Přestože nemůžeme na základě tohoto výzkumu přesně říci, co bylo příčinou této skutečnosti, tak by mělo být v zájmu nejen provozovatele, ale i samotných pracovníků, aby se tato situace v budoucnu pokud možno neopakovala, a hodnoty zjištěných efektivních dávek u personálu na tomto pracovišti v následujících letech kopírovaly současný trend, čili aby byly konstantní, nebo ještě lépe aby zde došlo k jejich poklesu.

Proto je nanejvýš důležité, aby provozovatel tohoto zařízení a odpovědní vedoucí pracovníci stále kladli důraz na zajištění radiační ochrany na daných pracovištích a dodržování jejích principů, a vytvářeli pro toto vhodné podmínky. Důležité je neustálé

vzdělávání příslušných pracovníků formou různých školení a následné ověřování jejich znalostí v této oblasti. Dále je důležité, aby byly zajištěny potřebné provozní podmínky pro dodržování principů radiační ochrany během příslušných vyšetření a výkonů, což znamená vhodné stavební úpravy pracovišť v případě radiodiagnostických vyšetření, a zajištění dostatečného množství ochranných pomůcek pro pracovníky operačních sálů během výkonů s rentgenovou asistencí. U těchto pracovníků je také důležité dbát na jejich důsledné střídání během těchto výkonů, aby byly obdržené dávky mezi ně rovnoměrně rozloženy a nedocházelo k jejich kumulaci u malého množství pracovníků. Stejně tak je nezbytné nadále pokračovat v monitorování všech dotčených pracovníků a pravidelném vyhodnocování tohoto monitorování, a v případě zjištění nežádoucích skutečností z tohoto vyvodit patřičné důsledky pro jejich nápravu.

Ovšem nakonec záleží také na každém konkrétním pracovníkovi, zda se skutečně snaží dané principy dodržovat, či nikoliv. I když budou na konkrétním pracovišti pro zajištění radiační ochrany ty nejlepší podmínky a předpoklady, tak v případě, že příslušný personál nebude mít snahu příslušné principy dodržovat, nebo je bude dokonce všelijak obcházet, tak veškerá snaha příslušných odpovědných osob přijde vniveč. Z tohoto důvodu je tak velice důležité dbát na důslednou edukaci všech pracovníků na těchto pracovištích a ke snaze o potřebné zajištění radiační ochrany je dostatečně motivovat, protože jedině tak se současný pozitivní trend v tomto zařízení podaří udržet i v letech následujících.

7 Seznam použitých zkratk

A – ampér

AgBr – bromid stříbrný

AgI – jodid stříbrný

a.s. – akciová společnost

Bq - becquerel

C - coulomb

CaF₂ – fluorid vápenatý

CCD – charge-coupled device, zařízení s vázanými náboji

cm - centimetr

COS – centrální operační sály

CR – Computer Radiography, nepřímá digitalizace

CT – Computed Tomography, výpočetní tomografie

č. – číslo

ČR – Česká republika

DNA – deoxyribonukleová kyselina

DR – Direct Radiography, přímá digitalizace

Gy, mGy – gray, miligray

Hp(3) - Osobní dávkový ekvivalent měřený 3 mm pod povrchem těla

Hp(7) - Osobní dávkový ekvivalent měřený 7 mm pod povrchem těla

Hp(10) - Osobní dávkový ekvivalent měřený 10 mm pod povrchem těla

¹²⁵I – radioizotop jódu 125

¹³¹I – radioizotop jódu 131

J – joule

^{40}K - draslík

keV – kiloelektronvolt

kg – kilogram

LiF – fluorid lithný

m, mm, pm, nm – metr, milimetr, pikometr, nanometr

MCP – MicroChannel Plates, mikrokanálkové destičky

^{99}Mo – molybden

např. – například

p.o. – příspěvková organizace

RIA – radioimunoanalýza

RTG – rentgen, rentgenové

s – sekunda

Sb. – sbírky

Si - křemík

SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

Sv, mSv, μSv – sievert, milisievert, mikrosievert

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ – metastabilní technecium

tj. – to jest

tzv. – tak zvaný

V, kV – volt, kilovolt

ZIZ – zdroj ionizujícího záření

8 Seznam použitých zdrojů

- [1] BARTUŠEK Daniel. *Diagnostické zobrazovací metody pro bakalářské studium fyzioterapie a léčebné rehabilitace*. 1. vydání. Brno: Masarykova Univerzita, 2004. ISBN: 80-210-3537-4
- [2] BAXA Jan. *Vznik RTG záření*. [online]. [cit. 2022-02-23]. Dostupné z: https://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/rtg_a_pristroje_RAS1.pdf
- [3] BEISER Arthur. *Úvod do moderní fyziky*. 2. vydání. Praha: Academia, 1978
- [4] BUSHONG, Stewart C. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection*. 10. vydání, Houston, St. Louis: Elsevier Mosby, 2013. ISBN: 978-0-323-08135-1
- [5] CONNOR, Nick. *What is Soft X-ray – Hard X-ray – Definition*. [online]. [cit. 2021-03-12] Dostupné z: <https://www.radiation-dosimetry.org/what-is-soft-x-ray-hard-x-ray-definition/>
- [6] ČÍHALOVÁ, Jana. *RIA instrumentace*. [online]. [cit. 2022-02-28]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/med/podzim2013/KBOMII/um/RIA_prednaska.pdf
- [7] DAVÍDKOVÁ Marie. *Biologické účinky nízkých dávek ionizujícího záření*. [online]. [cit. 2022-02-14]. Dostupné z: https://indico.cern.ch/event/609505/contributions/2517612/attachments/1448176/2231955/Biologicke_ucinky_IZ.pdf
- [8] FALK, Martin. *Biofyzikální ústav AVČR – Dpt. buněčné biologie a radiofyziky*. [online]. [cit. 2022-02-28] Dostupné z: https://is.muni.cz/el/sci/jaro2019/F8270/um/Falk_-_MU_Radiacni_biofyzika_1_2019.pdf
- [9] FORCZEK, Sándor. *Bezpečnost práce se zdroji ionizujícího záření*. [online]. [cit. 2022-03-05]. Dostupné z: http://www.ueb.cas.cz/cs/system/files/radiacni_ochrana_ueb_2020_forczek.pdf
- [10] HÁLA Jiří. *Radioaktivita, ionizující záření, jaderná energie*. Brno: Konvoj, 1998. ISBN 80-85615-56-8
- [11] HAVRÁNKOVÁ Renata, ČUPROVÁ Julia et al. *Klinická radiobiologie*. 1. vydání, Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN: 978-80-271-1349-1
- [12] HRAZDÍRA Ivo, MORSTEIN Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vydání. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
- [13] CHUDÁČEK Zdeněk. *Radiodiagnostika* 1. část, Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN: 80-7017-144-4
- [14] KLENER, Vladislav. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000. ISBN: 80-238-3703-6
- [15] KONEČNÁ Lucie, VARGA Ferdinand, HEŘMAN Petr. *Radioaktivita* [online] [cit.2020-11-28] Dostupné z: <http://slideplayer.cz/slide/3038595/>

- [16] KUPKA Karel, KUBINYI Jozef et al. *Nukleární medicína*. 1. vydání, Příbram: P3K, 2007. ISBN: 978-80-903584-9-2
- [17] MARTYKÁNOVÁ, E. *Rtg záření, jeho vlastnosti a využití* [online] Brno, 2007[cit. 2021-03-12] Dostupné z: https://is.muni.cz/th/84466/pdf_m/rtg_zareni_diplomka.pdf Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně. Pedagogická fakulta. Katedra fyziky. Prof. RNDr. Vladislav Navrátil, CSc.
- [18] MASARYKOVA UNIVERZITA. *Detektory ionizujícího záření* [online]. [cit. 2022-01-24]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/sci/podzim2020/C5040/um/14_Detektory_zvuk.pdf?lang=en
- [19] MICHÁLEK Tomáš. *Výskyt a vlastnosti RTG záření*. [online]. [cit. 2022-02-23]. Dostupné z: http://rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=49&Itemid=55.html
- [20] MORNSTEIN Vojtěch. *Biologické účinky ionizujícího záření*. [online]. [cit. 2022-01-24]. Dostupné z: https://www.med.muni.cz/biofyz/files/ucebnice/Biol_ucinky_zar.pdf
- [21] NAVRÁTIL Leoš, ROSINA Jozef, et al. *Medicínská biofyzika*. 2. přepracované vydání, Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN: 978-80-271-6
- [22] NEKULA Josef, HEŘMAN Miroslav, et al. *Radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2001. ISBN: 80—244-0259-9
- [23] PÁNKOVÁ, Olga. *Rentgenové zobrazovací systémy*. [online]. [cit. 2022-02-23] Dostupné z: https://is.muni.cz/el/med/jaro2021/BRPR0422p/Zobrazovaci_systemy_-_RTG.pdf
- [24] PROUZA Zdeněk. *Klasifikace zdrojů ionizujícího záření a pracovišť s nimi* [online]. [cit. 2021-10-30]. Dostupné z: https://www.bozpprofi.cz/33/klasifikace-zroju-ionizujiciho-zareni-a-pracovist-s-nimi-uniqueidgOke4NvrWuOKaQDKuox_Zx3Eh4_3d4hr86iZirc5-dg/
- [25] RABINOWITZ, Mario. *Lilienfeld Transition Radiation Brought to Light*. [online]. [cit. 2022-02-24]. Dostupné z: <https://arxiv.org/ftp/physics/papers/0307/0307047.pdf>
- [26] RADCARD. *Eye-D eye lens doseimeters* [online]. [cit. 2022-01-24] Dostupné z: http://www.radcard.pl/det/eye_d.html
- [27] RADIOBIOLOGIE. *Fáze akutní nemoci z ozáření*. [online]. [cit. 2022-02-16]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/5-kapitola/53.html>
- [28] REICHL, Jaroslav. *Encyklopedie fyziky. Rentgenové záření. Vznik, vlastnosti, použití*. [online]. [cit. 2022-03-06]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main/article/view/540-rentgenove-zareni>

- [29] ŘIHÁKOVÁ, V. *Měření osobního dávkového ekvivalentu na oční čočku Hp (3) pomocí termoluminiscenčních dozimetrů* [online] Brno, 2012 [cit. 2022-01-26] Dostupné z: https://is.muni.cz/th/nhb5i/Bc._prace.pdf. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně. Lékařská fakulta. Katedra radiologických metod. Mgr. Kateřina Krkavcová
- [30] SEIDL Zdeněk., BURGETOVÁ Andrea, et al. *Radiologie pro studium i praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing. 2012, ISBN: 978-80-247-4108-6
- [31] SINGER, Jan. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-704-0752- 2
- [32] SKUPINA ČEZ. *Radiační ochrana pro vybrané pracovníky*. [online]. [cit. 2022-03-05]. Dostupné z: https://www.cez.cz/edee/content/file/vzdelavani/skoleni/skoldohprac/zoz_ro.pdf
- [33] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Stručný přehled biologických účinků záření – Oznámení a informace – Radiační ochrana*. [online] [cit. 2020-11-26] Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/strucny-prehled-biologickych-ucinku-zareni/>
- [34] STÁTNÍ ÚSTAV RADIAČNÍ OCHRANY. *Radiační ochrana – základní pojmy*. [online]. [cit. 2022-02-23] Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/zakladni-pojmy>
- [35] STEKLÝ, Luboš. *Vybrané kapitoly z rentgenologie a z anesteziologie*. 1. vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999. ISBN 80-7013-276-0.
- [36] SÚKUPOVÁ Lucie. *Jaké existují „dávky“ v radiodiagnostice?. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat* [online]. [cit. 2021-03-12]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/jake-existuji-davky-v-radiodiagnostice/>
- [37] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Kvalita obrazu – šum*. [online]. [cit. 2020-11-26]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/kvalita-obrazu-sum/>
- [38] SÚKUPOVÁ Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech*. 1. vydání, Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN: 978-247-2842-1
- [39] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Rentgenka – její stavba a funkce*. [online]. [cit. 2022-02-28] Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/rentgenka-a-produkce-rentgenoveho-zareni/>
- [40] SVOBODA Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. 2. vydání. Praha: Avicenum, 1976. ISBN: 03-013-76
- [41] ŠIMEK, Pavel. *Detekce ionizujícího záření (principy, technická realizace)*. [online]. [cit. 2022-02-28]. Dostupné z: <http://www.pf.jcu.cz/stru/katedry/fyzika/prof/Svadlenkova/Detekce%20zareni.pdf>
- [42] ŠTEFÁNEK Jiří. *Nemoc z ozáření*. [online]. [cit. 2022-02-16]. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/nemoc-z-ozareni>

- [43] ULLMANN Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika: Ionizující záření* [online]. Klin. nukleární medicíny FNŠP. [online] [cit. 2020-12-13]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika6.htm>
- [44] VETERINÁRNÍ UNIVERZITA BRNO. *Limity pro omezování ozáření. Bezpečnost práce v radiobiologické laboratoři* [online] [cit.2020-11-06]. Dostupné z: <https://cit.vfu.cz/biochemie/radiobezpecnost.htm>
- [45] *Vyhláška č. 250/2020 Sb., o způsobu stanovení rezervy na vyřazování z provozu jaderného zařízení a pracoviště III. kategorie a pracoviště IV. kategorie* [online]. [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: https://www.csfm.cz/userfiles/file/!!!NOV%C3%9D%20WEB!!!legislativa/atomovy-zakon/Vyhl_250_2020_vyrazovani_praco.pdf
- [46] *Vyhláška č. 359/2016 Sb., o podrobnostech k zajištění zvládnutí radiační mimořádné události* [online]. [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: https://www.csfm.cz/userfiles/file/!!!NOV%C3%9D%20WEB!!!legislativa/atomovy-zakon/Vyhl_250_2020_vyrazovani_praco.pdf
- [47] *Vyhláška č. 360/2016 Sb., o monitorování radiační situace* [online]. [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: <https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Atomovy%20zakon/vyhl%20360-2016%20monitorovani%20radiacni%20situace.pdf>
- [48] *Vyhláška č. 361/2016 Sb., o zabezpečení jaderného zařízení a jaderného materiálu* [online]. [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Atomovy%20zakon/vyhl_361_2016_zabezpece_ni_jadern.pdf
- [49] *Zákon č. 263/2016 Sb. Atomový zákon* [online]. [cit. 2021-11-12]. Dostupné z: https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Atomovy%20zakon/atomovy_zakon_263_2016_sb.pdf
- [50] ZOUL ,David. *Konstrukční prvky RTG zařízení*. [online]. [cit. 2022-02-28]. Dostupné z: https://documen.site/download/radiodiagnostika-3_pdf

9 Seznam obrázků

Obrázek 1 - Schéma rentgenky	12
Obrázek 2- Vznik brzdného záření	14
Obrázek 3 - Brzdné a charakteristické záření	15
Obrázek 4 - Rentgenový snímek plic	22
Obrázek 5 - Stochastické a deterministické účinky	33
Obrázek 6 - Označení sledovaného pásma	46
Obrázek 7 - Schéma funkce ionizační komory	48
Obrázek 8 - Filmový dozimetr	51
Obrázek 9 - Oční dozimetr	52
Obrázek 10 - Osobní filmový dozimetr firmy VF, používaný během monitorování na vybraných pracovištích	55

10 Seznam tabulek

Tabulka 1 - Roční hodnoty zjištěných dávek u pracovníků RTG oddělení za rok 2011	58
Tabulka 2 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2012	60
Tabulka 3 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2013	62
Tabulka 4 - Roční hodnoty zjištěných dávek u pracovníků RTG oddělení za rok 2014	64
Tabulka 5 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2015	66
Tabulka 6 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2016	68
Tabulka 7 - Roční hodnoty zjištěných dávek pracovníků RTG oddělení za rok 2017	70
Tabulka 8 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2018 ...	72
Tabulka 9 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2019 ...	74
Tabulka 10 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2020 ..	76
Tabulka 11 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků RTG oddělení za rok 2021 ..	78
Tabulka 12 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2011	84
Tabulka 13 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2012	86
Tabulka 14 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2013	88
Tabulka 15 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2014	90
Tabulka 16 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2015	92
Tabulka 17 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2016	94
Tabulka 18 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2017	96
Tabulka 19 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2018	98
Tabulka 20 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2019	100
Tabulka 21 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2020	102
Tabulka 22 - Roční hodnoty zjištěných dávek všech pracovníků COS za rok 2021	104
Tabulka 23 - Zjištěné hodnoty efektivních dávek u pracovníků COS v letech 2011 - 2021 ..	106
Tabulka 24 - Počet operačních výkonů s RTG asistencí v Nemocnici Třebíč, p.o.	109
Tabulka 25 - Průměrné a maximální hodnoty efektivní dávky ve sledovaných letech	110

11 Seznam grafů

Graf 1 - Průměrné roční hodnoty zjištěných efektivních dávek u RTG laborantů	80
Graf 2 - Průměrné toční hodnoty zjištěných efektivních dávek u RTG lékařů	80
Graf 3 - Průměrné roční hodnoty zjištěných efektivních dávek u RTG sester	81
Graf 4 - Průměrné roční hodnoty efektivních dávek RTG oddělení za deset let.....	81
Graf 5 - Vývoj zjištěných hodnot roční kolektivní dávky u pracovníků COS.....	107
Graf 6 - Vývoj hodnot průměrné efektivní dávky na osobu/rok u pracovníků COS.....	108
Graf 7 - Vývoj hodnot průměrné efektivní dávky u pracovníků RTG oddělení.....	112
Graf 8 - Počet operačních výkonů s využitím RTG asistence od roku 2015.....	115
Graf 9 - Průměrná efektivní dávka na osobu/rok u pracovníků COS od roku 2015.....	115