

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
Studijní program: Specializace ve zdravotnictví (B5345)

Irena Křížková

Studijní obor: Radiologický asistent (5345R010)

**VYUŽITÍ ZOBRAZOVACÍCH METOD PŘI VYŠETŘENÍ NA
OPERAČNÍCH SÁLECH**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Bc. Pavel Nedbal DiS.

PLZEŇ 2019

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne

.....
Vlastnoruční podpis

ABSTRAKT

Příjmení a jméno: Křížková Irena

Katedra: Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Název práce: Využití zobrazovacích metod při vyšetření na operačních sálech

Vedoucí práce: Mgr. Bc. Pavel Nedbal DiS.

Počet stran – číslované: 49

Počet stran – nečíslované: 12

Počet příloh: 0

Počet titulů použité literatury: 15

Klíčová slova: rentgenové záření, anoda, katoda, absorbovaná dávka, sekundární záření

Souhrn:

Tato práce se zabývá rentgenovým zářením. V jednotlivých kapitolách jsou uvedeny důležité aspekty týkající se tohoto tématu. Zaměřuje se zejména na jeho využití v operačním traktu nemocnice. Jsou zde však zmíněny obecné zásady při používání ionizačního zdroje a také jeho diagnostické využití. V samostatné kapitole se také věnuje radiační ochraně, která je nezbytnou součástí při výkonu povolání s těmito přístroji.

ABSTRAKT

Surname and name: Křížková Irena

Department: Department of Rescue and Technical Sciences

Title of thesis: Use of imaging methods for examination in operating theaters

Consultant: Mgr. Bc. Pavel Nedbal DiS.

Number of pages – numbered: 49

Number of pages – unnumbered: 12

Number of attachments: 0

Number of literature items used: 15

Keywords: X-rays, anode, cathode, electron, absorbed dose, secondary radiation

Summary:

This work deals with X-rays radiation. The chapters contain important aspects related to this topic. It focuses mainly on its use in the hospital's operating rooms. There are mentioned general principles for using the ionizing source as well as its diagnostic use. In a separate chapter, it also deals with radiation protection, which is an indispensable element in practicing the profession with these devices.

PŘEDMLUVA

Téma jsem si vybrala, jelikož mě snímkování na sálech velmi zajímá. Imponuje mi, s jakou přesností se radiologičtí asistenti pohybují, jak dokážou napoprvé zachytit kvalitní snímek a jak dokážou splynout s natolik hektickým prostředím.

Další přínos ve výběru tohoto tématu jsem viděla v tom, že praktickou část bakalářské práce lze pojmout formou výzkumu, nikoliv pouhým dotazníkovým šetřením.

Výzkumné šetření bylo zaměřeno na měření množství absorbovaného záření, a proto je praktická část úzce spjata s radiační ochrannou, která je velmi často diskutovaná.

Poděkování:

Děkuji mému vedoucímu práce panu Mgr. Bc. Pavlu Nedbalovi DiS. Za nápavité podněty, které mohly být využity v mé bakalářské práci. Taktéž bych mu chtěla poděkovat za trpělivost, se kterou mi vysvětloval jak dále postupovat a čas, který si na konzultace se mnou vyhradil.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	10
SEZNAM TABULEK	11
Úvod	12
TEORETICKÁ ČÁST.....	13
1 HISTORIE.....	13
2 OBECNÁ CHARAKTERISTIKA RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ	14
2.1 Vznik rentgenového záření	15
2.2 Části rentgenového přístroje	15
2.2.1 Vyšetřovací stůl.....	15
2.2.2 Ovládací konzole.....	15
2.2.3 Napájení přístroje	15
2.2.4 Žhavicí okruh.....	15
2.2.5 Vysokonapěťový obvod (anodový)	16
2.2.6 Rotační obvod.....	16
2.3 Rentgenka	16
2.4 Typy rentgenového záření	17
2.4.1 Brzdné záření	17
2.4.2 Charakteristické záření	17
2.4.3 Sekundární záření	18
2.5 Interakce ve tkáni	18
2.5.1 Fotoefekt	19
2.5.2 Rozptyl	19
2.5.3 Tvorba elektronových dvojic	19
3 SKIAGRAFIE.....	20
3.1 Skiografie na sálech.....	20
3.2 Pojízdné přístroje	21
3.2.1 Obecné vlastnosti a parametry.....	21
3.2.2 Práce s pojízdnými přístroji.....	22
4 SKIASKOPIE	23
4.1 Operační sál	23
4.2 Snímkování na ortopedických sálech.....	24
4.3 Snímkování na urologických sálech	25
5 KONTRASTNÍ LÁTKY.....	27

5.1	Baryové kontrastní látky - pozitivní	27
5.2	Jodové kontrastní látky – pozitivní	27
5.2.1	Olejové.....	27
5.2.2	Vodné.....	28
5.3	Nežádoucí účinky	28
5.4	Negativní kontrastní látka.....	29
6	RADIAČNÍ OCHRANA	30
	PRAKTICKÁ ČÁST.....	33
7	Uvedení do problematiky.....	33
7.1	Cíl práce	33
7.2	Výzkumné otázky	33
7.3	Metodika výzkumu	34
7.3.1	Použitý přístroj.....	34
7.3.2	Přístroj pro snímání sekundárního záření.....	35
7.3.3	Fantom.....	35
7.4	Výsledky samotného.....	36
7.4.1	Grafy průměru absorbované dávky	52
7.4.2	Grafy průměru maximálního příkonu	54
8	DISKUZE	56
9	ZÁVĚR	59
10	POUŽITÉ ZDROJE	60

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Porovnání absorbované dávky	38
Obrázek 2 Porovnání maximálního příkonu.....	38
Obrázek 3 Měření za pomoci nákrčníku na vzdálenost 10 cm.....	39
Obrázek 4 Měření za pomoci nákrčníku na vzdálenost 100 cm.....	39
Obrázek 5 Porovnání absorbované dávky	42
Obrázek 6 Porovnání maximálního příkonu.....	42
Obrázek 7 Měření za pomoci závěsné ochranné pomůcky na vzdálenost 10 cm.....	43
Obrázek 8 Porovnání absorbované dávky	46
Obrázek 9 Porovnání maximálního příkonu.....	46
Obrázek 10 Měření bez použití jakékoliv pomůcky na vzdálenost 100 cm.....	47
Obrázek 11 Porovnání absorbované dávky	50
Obrázek 12 Porovnání maximálního příkonu.....	50
Obrázek 13 Měření za pomoci skleněné tabule na vzdálenost 10 cm.....	51
Obrázek 14 Měření za pomoci skleněné tabule na vzdálenost 100 cm.....	51
Obrázek 15 Hodnoty průměru absorbované dávky naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 10 cm v nGy.....	52
Obrázek 16 Hodnoty průměru absorbované dávky naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 100 cm v nGy.....	53
Obrázek 17 Hodnoty průměru maximálního příkonu naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 10 cm v nGy/s.....	54
Obrázek 18 Hodnoty průměru maximálního příkonu naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 100 cm v nGy/s.....	55

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Výsledky měření - 10 cm před olověnou vestu	36
Tabulka 2 Výsledky měření - průměrné hodnoty	36
Tabulka 3 Výsledky měření - 100 cm přes olověnou vestu	37
Tabulka 4 Výsledky měření - průměrné hodnoty	37
Tabulka 5 Výsledky měření - 10 cm s ochrannou pomůckou	40
Tabulka 6 Výsledky měření - průměrné hodnoty	40
Tabulka 7 Výsledky měření - 100 cm s ochrannou pomůckou	41
Tabulka 8 Výsledky měření - průměrné hodnoty	41
Tabulka 9 Výsledky měření - 10 cm bez ochranné pomůcky	44
Tabulka 10 Výsledky měření - průměrné hodnoty	44
Tabulka 11 Výsledky měření - 100 cm bez ochranné pomůcky	45
Tabulka 12 Výsledky měření - průměrné hodnoty	45
Tabulka 13 Výsledky měření - 10 cm s použitím skleněné tabule	48
Tabulka 14 Výsledky měření - průměrné hodnoty	48
Tabulka 15 Výsledky měření - 100 cm s použitím skleněné tabule	49
Tabulka 16 Výsledky měření - průměrné hodnoty	49

ÚVOD

Mnoho vědců se v historii začalo zabývat technickým fenoménem neznámého záření, který později vedl k objevu neviditelného záření nazvaného paprsky X (název je v jisté analogii s neznámou proměnou v matematice). Bylo zjištěno, že tyto paprsky mají schopnost do jisté míry pronikat hmotou a tedy i biologickými organismy a byl tak položen základní kámen pro vznik dnes již samozřejmého diagnostického rentgenu. Díky jejich úsilí mohli soudobí vědci vylepšovat radiologické přístroje a později i snižovat možné zdravotní riziko rentgenového záření. Dnes existuje mnoho odborných publikací, které se věnují tomuto tématu. Jejich rozsáhlý počet mi umožňuje čerpat podložené informace i pro mou bakalářskou práci.

V teoretické části bakalářské práce se tedy budeme zaměřovat na obecně platné zákony a již vyzkoumané zákonitosti. Díky nim může následně vzniknout druhá část mé bakalářské práce, a sice praktická část.

Po domluvě s vedoucím práce jsme se dohodli, že budeme provádět do praktické části výzkumné měření, nikoliv dotazníky. Chtěli bychom, aby tato práce nebyla sepsána pouze z povinnosti, ale aby měla i nějakou přínosnou hodnotu do budoucna. Budeme se zaměřovat na měření množství dopadajícího sekundárního záření a následné hodnoty absorbované dávky.

Z technických důvodů není však možné provádět výzkumná šetření přímo na operačních sálech za běžného provozu. Proto mi bylo doporučeno, abych měření provedla na skiaskopickém přístroji za použití fantomu, simulujícím tělo dospělého člověka. Budou zvoleny dvě vzdálenosti a překážky několikerého typu, přes které bude sekundární záření procházet. Jednou z nich bude i skleněná tabule, která je zvolena úmyslně. Bude simulovat dioptrické brýle. Předmětem šetření taktéž bude, o kolik by se snížila absorbovaná dávka dopadající na oční čočku u lidí, kteří právě tuto oftalmologickou pomůcku využívají.

TEORETICKÁ ČÁST

1 HISTORIE

Vývoj rentgenu se začal psát již v letech 1824-1914, kdy vědec a fyzik Johann Wilhelm Hittorf pozoroval vakuovou trubici, která vyzařovala neznámé záření na anodě. Po dopadu tohoto záření na skleněnou stěnu trubice bylo vidět jisté světélkování. Až v 70. letech 19. století bylo pojmenované na katodové záření. Anglický fyzik, který takto pojmenoval záření, později studoval elektrický výboje v plynech a sestavil Crookesovu trubici. Trubice v sobě měla elektrody a řídký plyn. Po zapojení stejnosměrného elektrického proudu došlo v trubici k výboji, podobně jako u Hittorfa. Trubice, která byla v blízkosti neexponovaných filmů, vytvořila při výboji a po vyvolání exponované stopy. Tento jev dále zkoumalo ještě několik vědců jako například Herdz, jeho žák Lenar či Tesla. Tesla upozornil na pravděpodobné biologické následky rentgenového záření, své objevy a výsledky z pozorování však nezveřejnil. (Vomáčka, 2015)

Hermann von Helmholtz rentgenové záření vyjádřil matematicky. Na základě jeho výsledků pak začal německý vědec W. C. Röntgen v roce 1895 provádět pokusy a experimenty s katodovým zářením. Prvním pořízeným snímkem, byl snímek ruky jeho manželky. Toto záření tvořil proud urychlených elektronů, který následně po dopadu na kovovou elektrodu vyvolával nové elektromagnetické záření nazvané X paprsek. X paprsky mohli díky své vysoké energii procházet neprůhlednými objekty. (Vomáčka, 2015)

T. A. Edison pak v roce 1895 zjistil, že nejlepší schopnost převádět paprsky X na viditelné světlo má wolframan vápenatý. Na základě tohoto poznatku vytvořil o rok později fluoroskop, který již běžně sloužil v lékařství. V roce 1903 však po tragické události svého kolegy ukončil svůj výzkum. Jeden z jeho foukačů skla, který zkoušel fluoroskop na své ruce dostal rakovinu. Lékaři mu amputovali obě ruce, ale život mu nedokázali zachránit. Základní princip rentgenu byl tedy objeven a v příštích několika letech zdokonalován tak, aby jeho využití bylo co největší a následky z ozáření co nejmenší. (Vomáčka, 2015)

V České republice, dle dochovaných informací, měl první rentgenový přístroj majitel pražské kavárny „U Černého koně“ pan Cívka. (Vomáčka, 2015)

2 OBECNÁ CHARAKTERISTIKA RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ

Rentgenové záření je elektromagnetické záření. Jeho vlnová délka je v rozmezí od 10 nm až po 1 pm. Dá se tedy říci, že má velmi krátkou vlnovou délku. Několikanásobně menší, než má viditelné světlo. Jeho frekvence je však vysoká. Intenzita tohoto záření slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje, tedy rentgenky. (Ferda, 2015; Nekula, 2005; Vomáčka, 2015; Seidl a spol., 2012)

Rentgenové záření si s sebou nese několik charakteristických vlastností. Jednou z ní je tzv. ionizační efekt. Jedná se o děj, kdy se z atomu, který je neutrální, stává iont (dostává tedy nějaký náboj). Další vlastnost je luminiscence. Rentgenové záření vyvolává „světélkující“ efekt při dopadu na některé materiály. Luminiscence nastává bezprostředně po dopadu záření a slábne s odstupem času po skončení expozice. Jednou z vlastností, která je většinou lidem známá, jsou biologické účinky na živé organismy. V historii bylo zaznamenáno mnoho případů, kdy záření po jisté době expozic způsobilo rakovinu a to především u vědců, kteří rentgenové záření zkoumali. V současné době se tato vlastnost využívá a to například v onkologické terapii, kdy je touto cestou ozařován a ničen nádor. Dále se biologického účinku využívá při desinfekci, kdy se ničí mikroorganismy. Pro pacienta, který podstupuje rentgenové vyšetření je však při využití všech poznatků riziko nízké. Poslední vlastností je fotochemický efekt. Pokud rentgenové záření dopadne na fotografický materiál, dojde ke vzniku latentního obrazu, který je po vyvolání filmu zobrazen. (Ferda, 2015; Nekula, 2005; Vomáčka, 2015; Seidl a spol., 2012)

„Příklady radiční zátěže některých běžných vyšetření:

Končetiny a klouby - < 0,01 mSv

Plíce – 0,02 mSv

Lebka – 0,07 mSv

Pánev, břicho, bederní páteř – 0,7-1,3 mSv“

(Seidl a spol., 2012)

Pronikavost rentgenového záření závisí na napětí mezi elektrodami. Čím větší je tedy napětí mezi katodou a anodou, tím větší má záření pronikavost. Velká pronikavost se

označuje

jako tvrdé záření, malá pronikavost pak jako měkké záření. (Nekula, 2005)

2.1 Vznik rentgenového záření

Zdroje rentgenového záření můžeme dělit na dva typy. Tím prvním jsou zdroje přírodní. Ty můžeme nalézt na slunci nebo ve vesmíru, kterým se šíří. Druhým typem jsou zdroje umělé. V radiodiagnostice i radioterapii se používá jako zdroj rentgenového záření rentgenka. (Nekula a spol., 2005)

2.2 Části rentgenového přístroje

Jako každý přístroj, má i ten rentgenový několik částí. V následující podkapitole jsou jednotlivé části vyjmenovány a jejich funkce popsána

2.2.1 Vyšetřovací stůl

Většinou se jedná o plovoucí desku, na které je pacient vyšetřován.

2.2.2 Ovládací konzole

Jde o soubor všech přístrojů sloužících k ovládní rentgenového přístroje. Většinou se všechny tyto ovládací komponenty nacházejí v ovladovně. Řadíme sem počítač, monitor, klávesnici aj. (Chudáček, 1995)

2.2.3 Napájení přístroje

Jako každý přístroj, je třeba i rentgenový přístroj něčím napájet. Máme tedy tři základní okruhy pro zdroje napětí. (Seidl a spol., 2012)

2.2.4 Žhavicí okruh

Pro správný chod rentgenky je třeba, aby vlákna katody byla nažhavená. K tomu nám slouží okruh žhavicí. Z transformátoru nám v tomto případě stačí velmi nízké napětí. Pohybujeme se zde v rozpětí mezi 6-12V. Žhavicí proud zde dosahuje hodnot 0,5-10A. Po celou dobu chodu je zde možná regulace obou hodnot. (Seidl a spol., 2012)

2.2.5 Vysokonapěťový obvod (anodový)

Tento okruh reguluje, jaké napětí bude mezi anodou a katodou. Je zde zapotřebí vysokých hodnot, aby elektrony letící od katody k anodě měli dostatečnou rychlost na vyražení fotonů. Napětí, které je přiváděno do tohoto obvodu je přibližně v rozmezí 30-150kV. Některé speciální (nelékařské) rentgeny využívají i nižší napětí. (Seidl a spol., 2012)

Aby nám takto vysoké napětí o správném směru vzniklo, je potřeba součástka zvaná generátor. Ten je napájen ze sítě, tj. 230V a 50Hz. Jedná se o vysokonapěťový transformátor, který dokáže zesílit a usměrnit střídavý proud, který normálně odebereme ze sítě. (Seidl a spol., 2012)

2.2.6 Rotační obvod

Tento obvod nemusíme najít u všech přístrojů. Nalezneme ho pouze u těch, které nemají stacionární anodu. Pro pohon rotující anody stačí střídavý proud o 230V. Aby se anoda netočila setrvačností zbytečně dlouho, na cívky statoru se po expozici připojí opačné fáze střídavého proudu, čímž se rotace zastaví. (Seidl a spol., 2012)

2.3 Rentgenka

Jedná se o soustavu dvou elektrod – anody a katody, které jsou obvykle ve skleněné vakuované trubici. Celá rentgenka je kryta olověným pouzdem, aby bylo eliminováno záření jdoucí nežádoucími směry. Na elektrody se pak přivádí vysoké elektrické napětí stejnosměrného proudu. Anoda i katoda jsou obvykle z wolframu. Pro mamografii se používá anoda vyrobená z molybdenu, aby bylo generováno zvláště měkké rentgenové záření, které je pro daný účel nejvhodnější. (Chudáček, 1995)

Katoda, která je záporná, bývá tvaru spirály. Nízké napětí, které je přivedeno na katodu, nažhaví protékajícím proudem její vlákno a uvolní tak elektrony z vrchních valenčních sfér jejich atomů. Protože uvolněné elektrony jsou záporně nabitě částice, jsou přitahovány ke kladné anodě a v průběhu své dráhy získávají kinetickou energii úměrnou zvolenému elektrickému napětí. (Chudáček, 1995)

Anoda může být ve tvaru disku. Ten se buď otáčí, aby bylo zajištěno lepší chlazení, nebo je anoda pevná. Dle tohoto uzpůsobení dělíme anody na stacionární a rotační.

Při dopadu na anodu se kinetická energie elektronů změní v tepelnou a je současně generováno rentgenového záření. (Chudáček, 1995; Encyklopedie fyziky, 2006)

Protože by mohlo dojít k případnému přehřívání, je nutné chlazení. Pokud se jedná o rentgenku s vysokým výkonem, je třeba, aby její součástí byla chladicí kapalina. U rentgenek s nižším výkonem stačí chlazení proudem vzduchu. Jestliže do rentgenového přístroje dodáme napětí 100 kV, rychlost letících elektronů dosáhne rychlosti 165 000 km/hod. Čím větší napětí do systému dodáme, tím větší bude urychlení elektronů a tím kratší bude vlnová délka rentgenového záření. Po dopadu na kladnou elektrodu vzniknou principiálně dva typy záření – brzdné a charakteristické. (Chudáček, 1995)

2.4 Typy rentgenového záření

Existují dva základní typy záření. První záření tvoří záření brzdné. Druhým typem je charakteristické záření.

2.4.1 Brzdné záření

Brzdné záření je výsledkem interakcí urychlených záporných elektronů a kladného materiálu anody. Jak již z názvu vyplývá, dojde k brždění elektronů jejich interakcemi s valenčními elektrony atomů anody a výsledkem je vznik rentgenového záření různých vlnových délek. Ty pak lze popsat celkovým spektrem daného zdroje, které nejlépe sumárně popisuje dosažený výsledek. Získat obraz výsledného spektra vyžaduje použití speciálního přístroje – analyzátoru. K faktu, že brzdné záření je tvořeno zářením o různých vlnových délkách přispívá i skutečnost, že pokud není elektrické napětí mezi katodou a anodou dokonale stabilizováno, ale v průběhu expozice částečně klesá a opět se zvyšuje, je i tvar výsledného spektra ovlivněn. (Chudáček, 1995)

2.4.2 Charakteristické záření

Charakteristické záření vzniká na základě vyražení elektronů ve slupkách blízkých jader atomů anody (K,M,L) letícím elektronem. V této slupce se uvolní místo, a jelikož elektrony mají tendenci dostávat se na energeticky výhodnější slupky, elektron ze vzdálenější slupky přeskočí. Při tomto ději se také uvolní energie a právě rentgenové záření přesné vlnové délky, která odpovídá rozdílu vazebných energií přemístěných

valenčních elektronů atomů anody. Název charakteristické záření vyplývá z toho, že jeho energie jednoznačně závisí na ohniskovém materiálu anody. (Chudáček, 1995)

2.4.3 Sekundární záření

Ne všechno záření, které nám vznikne, je užitečné. Záření, které vzniká přímo v ohnisku kladné elektrody, nazýváme primární. Tento svazek je pro nás užitečně využitelný. Lze ho tedy nazývat i tímto označením. Pokud záření však vzniklo dopadem mimo ohnisko, nazýváme ho extrafokálním neboli počeštěle – mimoohniskovým. Ačkoliv by se mohlo zdát, že po vzniku primárního záření lze toto záření rovnou použít, není tomu tak. I s tímto svazkem je třeba nadále pracovat a to z důvodu jeho části, která se šíří nevhodným směrem. Primární svazek má tvar kuželu a označuje se jako centrální paprsek. (Chudáček, 1995)

Pokud primární paprsek prochází hmotou, mění se na tzv. sekundární záření. Po průchodu hmotou neprochází všechny paprsky ve směru primárního svazku, ale mohou se šířit různými směry. Toto záření ohrožuje osoby, které se nacházejí v blízkosti rentgenované osoby. Taktéž nám zhoršuje kontrast i ostrost obrazu. Sekundární záření je přímo úměrné velikosti napětí. Nejen napětím je však ovlivňováno sekundární záření. Je také úměrné objemnosti vyšetřovaného objektu. (Chudáček, 1995)

Záření vznikající v ohnisku anody však není složeno ze záření o stejných vlnových délkách. Primární svazek je tedy třeba dále upravit. Protože je složen i s dlouhých vlnových délek, které se nepodílejí na tvorbě obrazu a zachytí se pouze na povrchu těla, je třeba používat filtraci. (Chudáček, 1995)

Část filtrace tvoří sklo rentgenky, výstupní okénko v krytu rentgenky a olej, který celou rentgenku obklopuje a chladí. Tato filtrace je ze zákona povinná. Tento druh filtrace by však zpravidla nestačil a tak se doplňuje ještě o přídavnou filtraci. Tu tvoří většinou hliníková destička, která se zasune do výstupního okénka rentgenky. Taktéž je možné setkat se s přídavnou filtrací vyrobenou z mědi. Ta je používána zejména při použití vyššího napětí. (Chudáček, 1995)

2.5 Interakce ve tkáni

Záření může interagovat ve tkáních různými způsoby. Základní interakce tvoří fotoefekt, Comptonův rozptyl a tvorba elektronových dvojic.

2.5.1 Fotoefekt

Jedná se o děj, kdy foton narazí do některého z elektronů v atomu tkáně. Po srážce mu předá všechnu svou energii a zanikne. Elektron je tou silou vyražen, a tudíž po něm zůstane volné místo. Pokud elektron vylétne mimo silové pole, dojde k jevu zvanému ionizace. Ne všechny elektrony však vyletí ze silového pole jádra. Ty, které zůstanou, se dostávají do vybuzeného stavu, ze kterého se vrátí do klidového při vyzáření energie. Z toho je patrné, že i při fotoefektu dochází k sekundárnímu záření. (Seidl a spol., 2012)

2.5.2 Rozptyl

Rozptyl může být dvojího typu. Prvním typem je rozptyl klasický. Rentgenové kvantum se srazí s obíhajícím elektronem. Rentgenové kvantum se sice vychýlí, ale neztratí svou energii. Elektron není ani vychýlen z dráhy. U druhého z rozptylů dojde taktéž ke srážce rentgenového kvanta a elektronu, ale záření se nejen vychýlí z dráhy, ale taktéž přijde o část energie. Toto kvantum i nadále pokračuje, byť s vyšší vlnovou délkou. Elektron, který se účastnil srážky, je vyražen ze své slupky. (Chudáček, 1995)

2.5.3 Tvorba elektronových dvojic

K tomuto jevu standardně při radiodiagnostice nedochází

0. K tvorbě párů totiž dochází jen při velké energii fotonů, tj. použití tvrdého záření s několika tisíci kV. (Chudáček, 1995)

3 SKIAGRAFIE

Tento způsob je ze zobrazovacích metod ten nejrychlejší, nejméně finančně náročný, a proto také nejrozšířenější. Jedná se o prosté zachycení struktur bez dynamického pohybu. Hustota tkání je zobrazena negativně. Tkáně s vysokou hustotou mají vysokou absorpci, a tak je můžeme na finálním snímku vidět jako světlá místa. Proto jsou kosti na snímkách bílé, kdežto plíce (tkáň s velmi nízkou hustotou díky vzduchu) tmavě šedé až černé. (Chudáček, 1995; Seidl a spol., 2012)

Při skiografii si radiologický asistent může zvolit z mnoha parametrů nastavení určité optimum, aby výsledný snímek byl kvalitní, ostrý a znázorňoval celou požadovanou strukturu. V dnešní době jsou přístroje předvoleny na expoziční hodnoty automaticky. I přesto má obsluha možnost nastavit si napětí či proud manuálně, a proto je třeba, aby daný pracovník znal doporučené hodnoty na jednotlivé anatomické struktury. (Chudáček, 1995; Seidl a spol., 2012)

Pro pořizování snímku skiograficky jsou dané polohy pacienta. Jsou zvolené tak, aby byla struktura dobře zaznamenána pro indikujícího lékaře a byla pokud možno pacientovi pohodlná. Standardně se většina objektů snímkuje pro větší přesnost ve dvou projekcích. Všechny projekce a jejich počet lze dohledat ve standardech. (Chudáček, 1995; Seidl a spol., 2012)

Skiografie může být buď analogová, digitální přímá nebo digitální nepřímá. V dnešní době je analogový provoz na pracovištích vzácný. Pracoviště bývají vybavené spíše digitálním provozem přímým nebo nepřímým. Pokud se snímkuje na přímý, obraz jde rovnou do počítače. Tento způsob nevyžaduje snímkování na kazety. Nepřímý digitální provoz se snímkuje na kazety, které se následně dávají do laserové čtečky, a ta obraz odešle do počítače. Oboje je to však metoda rychlá oproti klasickému vyvolávání filmů v temných komorách. (Chudáček, 1995; Seidl a spol., 2012)

3.1 Skiografie na sálech

Na sálech se skiografie nejčastěji používá při ortopedických operacích, jako je implantace, totální endoprotézy, osteosyntéza - šroubování, fixace a drátování kostí v dolních i horních končetinách. Lze ji samozřejmě použít i při ortognátních operacích, jako je posunutí horní

či dolní čelisti a jakékoliv jiné úpravě chrupu nebo profilu obličeje pacienta. Obecně se na sálech zobrazují převážně kostěné struktury. Snímkování na sálech slouží jako kontrola operujícímu lékaři, zda je operace úspěšná a struktury mají postavení co nejbližší fyziologickému. I zde se snímkuje dle možností ve dvou projekcích a radiologický asistent se snaží přiblížit co možná nejvíce standardním polohám struktur.

Pro lepší manipulaci se na sálech využívají tzv. C ramena. Viz další kapitola (Chudáček, 1995; Seidl a spol., 2012)

3.2 Pojízdné přístroje

Jedná se o typ přístroje, který není stacionární. Není tedy pevně spojen s podlahou či stropem. Můžeme si jej dovést tam, kde je žádáno vyšetření.

3.2.1 Obecné vlastnosti a parametry

Pojízdné rentgenové přístroje jsou konstrukčně i funkčně jedny z nejjednodušších, ve srovnání s běžnými stacionárními přístroji. Máme dva typy těchto přístrojů, které můžeme dělit dle váhové kategorie. Přístroje s hmotností od 50 kg do 100 kg mají menší výkon. Jedná se o výkon do 3 kW. Druhou skupinu tvoří mnohem těžší přístroje, jejichž hmotnost se pohybuje od 100 kg do 450 kg. Ty mívají výkon 100-150 kW. Těžší přístroje

se zpravidla nedělají. I když jsou přístroje poháněny elektrickým proudem, manipulace se stroji o hmotnosti vyšší než 450 kg by byla velmi obtížná. Zvláště, vezmeme-li v potaz, že operační sály skýtají obvykle pouze malý prostor k manipulaci.

Napětí těchto přístrojů je v rozmezí 100-150 kV a proud činí 25-500 mA. U sálových přístrojů není potřeba nastavovat expozici manuálně. Jedná se o automatickou expozici. I přesto je třeba obrazovou dokumentaci řádně označit a zaslat. Na sálech je třeba správně spárovat snímky s pacientem na operačním stole a žádankou k pořízení snímků. Na stranové označení je třeba brát velký zřetel. (Vendiš, Baxa, © 2007-2019)

VENDIŠ Tomáš, BAXA Jan. *Pojízdné rtg přístroje*. © 2007-2019. [online]. [cit. 2018-10-28]. Dostupné z: <https://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/mobiln%C3%AD-rtg.pdf>

3.2.2 Práce s pojízdnými přístroji

Radiologický asistent, jenž vykonává práci s pojízdnými přístroji, musí mít dostatečnou zkušenost, jak s těmito stroji pracovat. Je třeba neomezovat v práci ostatní zaměstnance na operačních sálech, jako je operatér či instrumentář. Taktéž je třeba dávat pozor na zachování sterility operační rány a operačních nástrojů. Radiologický asistent musí pracovat rychle a přesně. Je zde kladen velký důraz na ostré a přesné snímky, které nebudou přexponované či naopak podexponované. Skladování těchto přístrojů není nikterak složité. Je třeba dávat pozor na jejich poškození a hlídat, zda je přístroj připojen ke zdroji elektrického napětí, aby v případě potřeby byl vždy připraven. Odesílání obrazové dokumentace se zde provádí hned po ukončení operace a není nikterak náročné. (Vendiš, Baxa, © 2007-2019)

VENDIŠ Tomáš, BAXA Jan. *Pojízdné rtg přístroje*. © 2007-2019. [online]. [cit. 2018-10-28]. Dostupné z: <https://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/mobiln%C3%AD-rtg.pdf>

4 SKIASKOPIE

„Skiaskopie (prosvěcování) slouží dnes hlavně ke sledování pohybových dějů. Je tomu tak proto, poněvadž radiační zátěž při skiaskopii je vyšší než při skiagrafii a přitom diagnostický přínos skiaskopie, kromě sledování zmíněných pohybových dějů, není zásadní. Skiaskopie má malou rozlišovací schopnost a malý kontrast v porovnání se snímky.“
(Chudáček, 1995)

U skiaskopických vyšetření je princip takový, že rentgenka vydává trvalé záření. To prochází tkáňovou strukturou a dopadá na zesilovač rentgenového obrazu či na flat panel. V dnešní době se můžeme však daleko častěji setkat s přístroji, jež jsou vybaveny právě flat panelem. (Chudáček, 1995; Ferda, 2015; Nekula, 2005)

Úkolem radiologického asistenta je správně nastavit skiaskopický přístroj, pomáhat lékaři při zaznamenávání záznamu, napsat použité kV a celkový čas, po který se vyšetření provádělo. Je zapotřebí dbát také na to, aby rentgenka nebyla spuštěná, když ji nepotřebujeme a nedocházelo tak zbytečně k radiační zátěži jak na pacienta, tak na pracovníky. U skiaskopie je také potřeba správně clonit obrazové pole a provádět dvě projekce, jak je zvykem u skiografie. Obvykle se skiaskopie provádí až poté, co jsou pacientovi zhotoveny klasické snímky. (Chudáček, 1995)

Pracovníci mají vždy stínící vesty a chrániče na štítnou žlázu. Většina vyšetření na skiaskopii vyžaduje sterilní stůl. Proto je třeba, aby po příchodu lékaře k vyšetření, byly tyto nástroje již připraveny. Všechna skiaskopická vyšetření jsou prováděna pouze za přítomnosti lékaře. (Chudáček, 1995; Ferda, 2015; Nekula, 2005)

4.1 Operační sál

Kapitola 30, Chirurgická radiografie, v anglické knize obsahovala ucelený přehled o práci radiologického asistenta na operačním sále. Radiologický asistent musí pracovat extrémně opatrně, aby zabránil kontaminaci sterilních předmětů na operačním sále. Zdravotník, který bude na sále snímkování provádět, by měl dbát na důkladné mytí rukou a nosit speciální jednorázový oděv, čepce a roušku. Následně by měl zobrazovací přístroj nastavit na správné parametry ještě před zahájením samotné operace či výkonu. Radiologický asistent musí při práci se zařízením na operačním sále zajistit, aby byl k dispozici dostatečný prostor pro práci veškerého personálu a nevzniklo nebezpečí kontaminace,

včetně sterilního krytí C-ramene. Pokud je to nutné, radiologický laborant by měl požádat instrumentární sestru, aby přesunula jakékoli sterilní předměty.

Vzhledem k nebezpečí kontaminace v okolí operační rány, sterilního inventáře či osob v ochranných oděvech, by se nikdy nemělo s přístrojem přistupovat ke straně chirurgického stolu, kde je odkrytá operační rána, pokud to není operátérem nařízeno. (Frank a komp., 2007)

Před použitím přístroje na operačním sále by měl laborant zobrazovací pojízdný přístroj vlhkým, ne nasáklým, hadříkem očistit, aby nevzniklo riziko vzniku zanesení bakterií a tím porušení sterility. Radiologický asistent přesune jednotkou C-ramene na volnou stranu operačního stolu - na stranu naproti chirurgovi, instrumentační sestře a sterilnímu inventáři. Stroj by měl být manévrován do polohy, která umožní, aby konečné úpravy byly snadno proveditelné a též, aby byl chirurg připraven pokračovat v operaci. (Frank a komp., 2007)

Přístroj se umístí do sterilního obalu v závislosti na typu prováděného vyšetření. Chirurg nebo jeden z asistentů drží sterilní obal otevřený, zatímco radiologický asistent do něho opatrně přístroj umístí, přičemž se obalu nedotýká. Radiologický asistent poté umístí přístroj tak, aby byl připraven pro expozici. (Frank a komp., 2007)

Radiologický asistent by se měl s operátérem domluvit, zdali je potřeba k výkonu nějaké speciální vybavení, aby jej mohl připravit před zahájením samotné operace. Ve spolupráci lékaře, vedoucího operátéra a radiologického asistenta se stává provádění radiodiagnostické vyšetření přesné, rychlé a bez pohybu pacienta nebo ohrožení sterilního pole. (Frank a comp., 2007)

4.2 Snímkování na ortopedických sálech

Nejčastějšími výkony, které bývají na ortopedických sálech prováděny, jsou nápravy zlomenin, tzv. fraktur. K těm dochází většinou po nějakém traumatu. Na kost je vyvíjena větší síla, než které je kost schopna odolat. Tyto síly nemusí nutně pocházet jen z vnějšího prostředí. Fraktury se mohou dále dělit na několik typů. Zlomenina se může týkat kterékoliv kosti v těle. Zpravidla to však bývají nejčastěji zlomeniny dlouhých kostí, jako jsou kosti předloktí či zlomenina krčku femuru.

Ve většině případů je pacient poslán na klasické oddělení kliniky zobrazovacích metod. Zde se zhotoví snímek standardně ve dvou projekcích. V zadopřední nebo předozadní a bočné. Dle tohoto snímku stanoví lékař diagnózu a následně doporučí operační výkon,

jehož cílem je náprava kosti. Toto samozřejmě neplatí při akutních stavech, které jsou přijímány na emergency oddělení.

Pacient při frakturách má bolesti, omezenou hybnost či je již přes kůži patrné, že kost není v anatomickém postavení. Při otevřené zlomenině není o diagnostice pochyb. Patologie bývá velmi často patrná při prvním pohledu na zhotovený snímek. Při zlomenině proximální části femuru se můžeme setkat s pacienty, kteří jsou ve starším věku. Jedná se častěji o ženy. Tento typ zlomeniny často souvisí s osteoporózou, a proto k jejich vzniku stačí málo.

„U zlomenin krčku femuru s dislokací u starších pacientů je metodou léčby aloplastická náhrada ve formě cervikokapitální (CKP) nebo totální endoprotézy. Cervikokapitální endoprotéza je náhrada krčku a hlavice femuru při zachování jamky acetabula. Totální endoprotéza představuje současnou náhradu krčku, hlavice a kloubní jamky acetabula. Kloub je tedy nahrazen celý. Tato operace se většinou provádí bez skiaskopické kontroly. K operativní léčbě zlomenin krčku femuru bez dislokace, nebo u mladých pacientů, se používá dynamický skluzný šroub (DHS- dynamic hip screw). Indikací k této metodě jsou také stabilní trochanterické zlomeniny. Princip DHS spočívá v zavedení silného šroubu do středu krčku a hlavice femuru. Na jeho bazi je navlečeno pouzdro dlahy, které umožňuje skluz šroubu a kompresi kostních úlomků proti sobě. Dlahy je fixována dalšími šrouby k dialýze femuru.“ (Flégrová, 2007)

4.3 Snímkování na urologických sálech

Na urologických sálech se můžeme často potkat s několika opakujícími se výkony, které vyžadují skiaskopickou kontrolu. Jedná se především o zavádění uretrálních stentů či perkutánní nefrostomie. Dalším výkonem pak může být vyndání konkrementů s uropoetického traktu.

Léčbu zavedením stentů můžeme vidět u pacientů, kteří mají problém s odvodem moči z ledviny do močového měchýře. Moč již neodchází fyziologickou cestou, a proto je svedena pomocí stentů. Práce radiologického asistenta je na sále žádaná z důvodu kontroly správného umístění stentu. Následně pak pacient dochází na běžné oddělení zobrazovacích metod, kde mu jsou měněny staré stenty za nové. Tento výkon již není potřeba provádět na operačním sále, ale i přes to je třeba dodržovat částečnou sterilitu. Radiologický laborant tedy připraví sterilní stůl a následně pacientovy vymění stent. Opět pod skiaskopickou kontrolou. (Flégrová, 2007)

Během svých praxí jsem bohužel neměla možnost jít se podívat na práci radiologického asistenta při zobrazování na urologických sálech.

5 KONTRASTNÍ LÁTKY

Chceme-li dosáhnout kvalitního snímku, je zapotřebí dobrá ostrost a kontrast. Kontrast ovlivňuje optimální absorpce záření jednotlivých struktur či sektů. Proto jsou někdy pacientům podávány kontrastní látky. Jak již z jejich názvu vyplývá, zvyšují kontrast orgánu v pořizovaném obrazu. Kontrastní látky mohou mít různé vlastnosti a podle toho ovlivňovat vzhled konečného snímku. (Nekula a spol., 2005)

První skupina zvyšuje absorpci záření. Takovým se říká pozitivní a ty se na snímku zobrazí bíle. Druhou skupinu tvoří látky, které absorpci značně snižují. Ty nazýváme naopak negativní. Na snímku se projeví tmavě šedě až černě. (Nekula a spol., 2005)

Také dle způsobu podání můžeme kontrastní látky dělit. Mohou se buď podávat intravenózně, nebo per os. Od způsobu podávání se liší i jejich složení a konzistence. (Nekula a spol., 2005)

5.1 Baryové kontrastní látky - pozitivní

Jedná se o kontrastní látku, která nám zvyšuje absorpci záření. Je tedy pozitivní. Vhodné použití je per os, protože je výrobcem většinou dodávána jako baryová kaše. Hlavní složkou je síran barnatý ($BaSO_4$). Dále obsahuje složky, které zabraňují rychlé sedimentaci a tím umožní, aby byl průchod látky trávicím traktem hezky znázorněn. Baryové kontrastní látky není vhodné požívat, pokud je podezření na perforaci a hrozil by únik kontrastní látky do těla mimo trávicí trakt. (Nekula a spol., 2005)

5.2 Jodové kontrastní látky – pozitivní

Jodové kontrastní látky mají dva základní typy. Jejich název se odvozuje od jejich charakteristiky a složení.

5.2.1 Olejové

Tento typ kontrastních látek se využívá například při lymfografii nebo pro sialografii. Jeho použití můžeme taktéž zaznamenat při značení embolizačního materiálu. Konkrétním typem je pak Lipiadol. (Nekula a spol., 2005)

5.2.2 Vodné

Z chemického hlediska se jedná o látky, které jsou hydrosolubilní. Základ jejich struktury tvoří benzoové jádro spolu se třemi atomy jódu. Vodné jodové kontrastní látky je možné použít jak enterálně, tak parenterálně. I přes to parenterální použití v praxi převažuje nad podáním per os. Protože je kontrastní látka sloučenina, která tělu není vlastní, mělo by jí vyloučit. Dle způsobu vyloučení dělíme kontrastní látky na hepatotropní a nefrotropní. Již z názvů je patrné, jakou cestou se cizorodá látka vyloučí ven. (Nekula a spol., 2005)

V prvním případě se jedná o odbourání pomocí jater a žlučí. Tato cesta se volí pro intravenózní cholangiografii. První skupina má větší řadu nežádoucích účinků oproti skupině nefrotropní. (Nekula a spol., 2005)

Nefrotropní kontrastní látky jsou v dnešní době nejpoužívanější skupinou. Jejich vyloučení je za pomoci ledvin. Používají se při angiografických výkonech, pro kontrastní výpočetní tomografii či vylučovací urografii. Na kontrastní látky jsou kladeny určité požadavky. Konkrétně u nefrotropních se jedná o vysoký kontrast, rychlé vyloučení z těla a nepoškození fyziologických funkcí. (Nekula a spol., 2005)

5.3 Nežádoucí účinky

Jako každá látka mohou mít i kontrastní látky nežádoucí účinky. Je tedy dobré s nimi počítat a připravit se, kdyby se projevíly.

U nefrotropních látek je možná ledvinová toxicita, jelikož kontrastní látka je vylučována přes glomerulární reabsorpci. K tomuto stavu může zejména dojít kvůli velkému podanému množství kontrastní látky. Po podání těchto kontrastních látek se proto doporučuje, aby pacient navýšil příjem tekutin a urychlil tím odbourávání látky z těla ven. U pacientů, kteří mají problémy s ledvinami a je u nich potřeba takovéto vyšetření provést, je třeba hlídat hladinu kreatinu. Kontraindikací pro toto vyšetření je omezená funkce či úplná ztráta funkce ledvin. (Nekula a spol., 2005)

Dalším vedlejším účinkem mohou být otoky mozku a alergické reakce, které jsou pro nás těmi nejvýznamnějšími a taktéž bohužel nejčastějšími. Právě kvůli alergiím je nutné se ptát pacienta před vyšetřením na jeho anamnézu. Zda již na podobném vyšetření byl, zda mu

byla již někdy aplikována kontrastní látka a jak na ni reagoval. Je třeba nic nebagatelizovat a veškeré informace od pacienta brát vážně. I pokud nám pacient řekne, že před tím žádnou alergickou reakci neměl, neznamená to, že tentokrát se nemůže objevit. (Nekula a spol., 2005)

Častější výskyt alergických reakcí je po intravenózním použití, nežli po intraarteriálním. Zpravidla alergická reakce dosáhne svého maxima krátce po podání kontrastní látky, než po další době po aplikaci. Nežádoucí účinky v podobě alergických reakcí můžeme dělit dle jejich manifestace na lehké, střední a těžké. Lehká forma se nejčastěji projeví nauzeou, zvýšenou sekrecí hlenu, zvýšenou tvorbou slin nebo třeba kopřivkou. Střední forma může být v podobě tachykardie, vysokého krevního tlaku, zvracení. Do těžké alergické reakce pak patří kardiovaskulární selhání a anafylaktický šok. Je vhodné mít tedy při takovýchto vyšetřeních po ruce správnou medikaci, aby se mohla v případě potřeby zasáhnout a zastavit šířící se alergickou reakci. Dále je vhodné mít v dosahu lékaře. (Nekula a spol., 2005; Mazánková 2011)

5.4 Negativní kontrastní látka

Negativní kontrastní látky fungují na principu snižování absorpce rentgenového záření. Jelikož kyslík a plyny obecně mají tuto vlastnost, lze je při vyšetření použít. Mezi vyšetření, která používala jako kontrastní látku negativní, patří například pneumomediastinum. Vyšetření tohoto typu však dnes byly nahrazeny moderními zobrazovacími metodami, jako je například ultrasonografie, magnetická rezonance a výpočetní tomografie. Negativní kontrastní látky našly dnes využití spíše u dvojkontrastních vyšetření. Lze se ale setkat s využitím negativní látky u digitální subtrakční angiografie. Zde se používá CO₂. (Nekula a spol., 2005)

6 RADIAČNÍ OCHRANA

Radiační ochrana je při práci s ionizujícím zářením velmi důležitá. Je třeba chránit jak zdravotníky, tak i pacienta. Aby se snížila radiační dávka na pacienta, je třeba volit správnou velikost napětí, správný čas expozice a filtraci sekundárního záření, které je popisováno výše. Úkolem radiologického asistenta je umět nastavit pacienta tak, aby provedená expozice byla přínosná a snímkování nebylo třeba opakovat. Taktéž je třeba nastavit správnou ohniskovou vzdálenost neboli SID. (Hušák a kol., 2009)

Pracovníci by nikdy neměli být u zdroje záření, pokud probíhá expozice. Pokud už taková situace nastane, je třeba, aby se chránili odpovídajícími ochrannými pomůckami. I oni by měli využít ochranných vest či jiných pomůcek, které záření odstíní. Pracovníci na radiologických pracovištích jsou vybaveni osobními dozimetry, které by jim měli být pravidelně kontrolovány. K odečtu osobních dozimetrů by mělo docházet v intervalu jednoho měsíce. Pokud však proběhla událost, u které je podezření na vyšší dávku záření, může odečítání a vyhodnocování dozimetrů nastat i dříve. Nošení dozimetru na oděvu zdravotníků se nazývá osobní dozimetrie. (Hušák a kol., 2009)

Taktéž místo, kde je přístroj umístěn a je zde pravděpodobnost vyššího výskytu záření, musí být řádně zabezpečena. Dveře i stěny musejí mít dostatečně silné stěny s příměsí stínícího materiálu. Pokud jsou v místnosti okna, mělo by být zabezpečeno, aby za nimi nebylo možné naměřit určitou dávku záření. Místnost, kde se přístroj nachází, musí být označena jako kontrolované pásmo. Lze říci, že pokud se očekává v daných prostorech ekvivalentní dávka větší než 6 mSv za rok, musí být místnost označena právě tímto názvem. Sledované pásmo je pak místo, kdy by hodnota ekvivalentní dávky mohla překročit 1 mSv ročně. (Hušák a kol., 2009)

Jak je již v úvodní části mé práce psané, rentgenové záření má biologický účinek. Jeho působení může způsobit poškození či úplné zničení dvoušroubovice DNA. Poškození může být jak na molekulární, buněčné, tkáňové či dokonce na úrovni organismu. Abychom mohli lépe klasifikovat, co přesně jeho působení způsobilo a jak rozsáhlá poškození při jaké dávce byla, rozlišujeme dva základní typy účinků. (Hušák a kol., 2009)

Prvním z nich jsou účinky deterministické. Pro tyto účinky existuje tzv. dávkový práh. Mohou se ještě dále dělit na akutní a chronické. Akutní nemoc z ozáření vznikne

po jednorázovém ozáření velmi vysokou dávkou. Stane se tak po té, co se ozáří celá nebo většinová plocha těla. Jednou z nemocí ozáření je hematologická dřevná forma. V první příznakové fázi se objeví skleslost, bolesti hlavy, nevolnost, vyšší tělesná teplota, dehydratace. V pozdější fázi jsou příznaky nebezpečnější. Projeví se sepse a krvácení ze sliznic. Postižení z akutního ozáření se může projevit i v oblasti střev. Může docházet ke krvácivým průjmům, perforacím či ileu. Pokud dávka dosáhne 20 Gy objeví se metabolický rozvrat, srdeční selhání nebo kóma. U dávek přesahujících 50 Gy je psychická dezorientace, křeče, bezvědomí a smrt. (Hušák a kol., 2009, Šimáková, 2007)

Akutní postižení však nemusí být pouze celkového rázu. Může se jednat pouze o lokální záležitost. V takovém případě je dle výše dávky odpovídající projev. U nižších dávek je zarudnutí, u středních pak erytém. U vysokých dávek nad 50 Gy již nastupuje nekróza. Příznaky z ozáření mohou být i chronické. V tomto případě by se jednalo o chronickou radiační dermatitidu – nenádorové poškození. Dalším poškozením může být oční katarakta či fertilita. (Hušák a kol., 2009)

Stochastické účinky jsou charakteristické tím, že jsou bezprahové. Znamená to tedy, že stačí jediné ozáření a může dojít k porušení struktury DNA. Se stoupající dávkou se zvyšuje pravděpodobnost výskytu. Jejich manifestace je však obvykle provázena značnou dobou latence. Právě kvůli stochastickým účinkům mohou vznikat zhoubné nádory. Příkladem může být leukemie či různé druhy sarkomů. (Hušák a kol., 2009)

„Absorbovaná dávka – absorbovaná dávka (dávka) D je definována jako poměr střední energie ionizujícího záření $d\varepsilon$ s dělené velmi malému objemovému elementu ozářené látky a hmotnosti tohoto elementu dm , tj. $D=d\varepsilon/dm$. Jednotkou je joule na kilogram ($J.kg^{-1}$), pro který byl zaveden název grey (Gy), dílčí jednotky jsou miligray (mGy), mikrogray (μGy) a nanogray (nGy). Stručně lze říci, že dávka D je energie záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozářené látky v určitém bodě. V radiobiologii, radiologii a radiační ochraně se na základě dávky D posuzuje biologický účinek záření (ovšem biologický účinek závisí nejen na absorbované dávce, ale také na dávkovém příkonu a druhu záření).“ (Hušák a kol., 2009)

„Dávkový příkon – dávkový příkon D je přírůstek dávky Dd za čas dt , tj. $D=Dd/dt$, tedy dávkový příkon je přírůstek dávky za jednotku času.“ (Hušák a kol., 2009)

„**Ekvivalentní dávka** – Tato veličina označovaná jako H_T představuje součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni T způsobené ionizujícím zářením druhu R , tj. $H_T = w_R \cdot D_{TR}$ nebo součet takových součinů, je-li pole ionizujícího záření složeno z více druhů záření. Jednotkou je $J \cdot kg^{-1}$ nazvaná sievert (Sv).“ (Hušák a kol., 2009)

„**Dávkový ekvivalent** – dávkový ekvivalent H je součinem absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně nebo vzduchu a bezrozměrného jakostního činitele Q vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření $H = D_T \cdot Q$.“ (Hušák a kol., 2009)

„**Efektivní dávka** – Tato veličina označovaná E je součtem součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentních dávek H_T v ozářených tkáních a orgánech T . $E = \sum w_T H_T$ “ (Hušák a kol., 2009)

PRAKTICKÁ ČÁST

7 UVEDENÍ DO PROBLEMATIKY

Dnes a denně jsou prováděna vyšetření na pracovištích skiaskopie. Je to pracoviště, kde se setkávají jak laboranti, tak i lékaři. Pro obě tyto skupiny platí dodržování pravidel radiační ochrany. Lékaři i radiologičtí asistenti by měli mít na sobě ochranné pomůcky, kterými jsou vesty s olovnatou gumou s ekvivalentem olova, většinou o šířce 0,5 mm. Měli by taktéž stát co nejdále od pacienta během pořizování záznamu. Právě vzdálenost a pracovní ochranné pomůcky jsou velmi důležité při ochraně proti sekundárnímu záření. V praxi to ale bohužel vypadá tak, že lékař má nějakou ochrannou pomůcku, ale nedodržuje vzdálenost, laborant naproti tomu dodržuje bezpečnou vzdálenost, ale nemá na sobě žádnou ochrannou pomůcku. Proto se můj výzkum v praktické části zaměřuje právě na tyto dva ovlivnitelné faktory. Tedy vzdálenost a použití různých ochranných pomůcek.

7.1 Cíl práce

Cílem této práce je zjistit, jaký vliv má změna vzdálenosti na dopadající sekundární záření. Dalším ovlivnitelným faktorem je použití ochranných pomůcek. I s tímto ve své práci pracuji. Další část mého měření probíhala přes skleněnou tabuli, která má simulovat dioptrické brýle. Dalším cílem tedy je, zjistit vliv i tohoto použití. Práce by měla pomoci pracovníkům i studentům lépe pochopit, proč je natolik důležité dodržovat rady radiační ochrany a chránit se.

7.2 Výzkumné otázky

Výzkumná otázka 1: O kolik se zmenší/zvětší absorbovaná dávka, pokud není použita žádná ochranná pomůcka, dopadající na měřicí systém po zvětšení vzdálenosti o 90 cm?

Výzkumná otázka 2: Zmenší se množství sekundárního záření, při předpokladu 100 cm, na polovinu při procházení přes skleněnou tabuli? Oproti množství záření, které tuto vzdálenost urazí bez jakékoliv překážky.

Výzkumná otázka 3: Zmenší se množství sekundárního záření po změně vzdálenosti při použití ochranné pomůcky na polovinu?

Výzkumná otázka 4: Lze odstínit více sekundárního záření specifickou ochrannou pomůckou nebo použitím osobní ochranné pomůcky v podobě vesty na vzdálenosti 10 cm?

Výzkumná otázka 5: Jaký bude rozdíl absorbovaných dávek mezi použitím ochranné pomůcky na 10 cm a nepoužitím žádné ochrany na vzdálenost 100 cm?

7.3 Metodika výzkumu

Pro svou práci jsem si vybrala kvalitativní výzkum. Šetření tedy probíhalo pomocí měření a následného vyhodnocování dat. Výsledkem byla statistika. Výzkumné měření probíhalo za pomoci mého vedoucího práce pana Mgr. Bc. Pavla Nedbala DiS. První část měření proběhla začátkem ledna 2019 a druhá část následovala na začátku března 2019.

Měření se uskutečnilo na skiagraficko-skiaskopickém pracovišti kliniky zobrazovacích metod Fakultní nemocnice v Plzni. Veškerý sběr dat proběhl mimo časy odborných praxí. Měření probíhalo tak, že se do předem zvolené vzdálenosti postavil dozimetrický měřicí přístroj, který dokáže snímat absorbovanou dávku i maximální příkon. Na přístroji se pustil záznam po dobu 20s. Po skončení této doby se odečetli naměřené hodnoty z dozimetrického měřicího systému. Ten se následně vynuloval a měření se opakovalo.

Pro větší přesnost jsem měření standardně opakovala 10x. Při měření se mi stalo, že mi dozimetrický měřicí systém hodnoty nenaměřil, a proto jsem některé měření opakovala vícekrát. Mým cílem bylo, abych měla vždy 10 číselných hodnot, se kterými mohu dále pracovat a vyhodnotit je.

K výzkumu jsem použila klasickou skleněnou tabuli, která nám sloužila k simulaci brýlí, specifickou ochrannou pomůcku k zavěšení na skiaskopický přístroj a nákrčník s olovnatou gumou s ekvivalentem olova 0,5mm. V prvopočátku jsem plánovala udělat měření přes vestu se stejným ekvivalentem olova, ale to nebylo z technických důvodů proveditelné.

7.3.1 Použitý přístroj

Jako zdroj rentgenového záření byl použit přístroj Siemens Luminos dRF Max. Nastavení bylo pro tento výzkum plně automatické. U tohoto typu přístroje je možné zvolit si vzdálenost mezi ohniskem a detektorem mezi 115 cm a 150 cm. Pro tento výzkum byla zvolena vzdálenost 115 cm. Skiagraficko-skiaskopický přístroj Siemens Luminos dRF

Max má receptor obrazu digitální. Využívá flat panel o rozměrech 43x43 cm. Přístroj je možné ovládat buď přímo z vyšetřovny nebo z ovladovny . Ke snazšímu ovládání slouží i ovládací panel SmartTouch, který je vybaven páčkami.

7.3.2 Přístroj pro snímání sekundárního záření

Pro změření sekundárního záření byl využit měřicí dozimetrický systém RaySafe Xi. Ten nabízel možnost dát si měřicí přístroj tak vysoko, jak bylo třeba a to díky několika velikostem podstavců. Tento měřicí systém se skládal ze dvou základních částí. Detektor rozptýleného záření, který byl položen v určené vzdálenosti, tedy 10 cm nebo 100 cm, byl propojen kabelem s displejovou částí přístroje. Na ní bylo možné odečíst naměřené hodnoty. Měřicí dozimetrický systém má výhodu v tom, že umí změřit jak celkovou absorbovanou dávku, tak i maximální příkon.

7.3.3 Fantom

Pro simulaci těla pacienta jsme použili fantom, tvořený pěti plexisklovými deskami o rozměrech 24x30x1 cm. Tento počet vyskládaných desek na sobě odpovídá průměrné tělesné konstituci dospělého člověka. Jedná se tedy o člověka, který není extrémně obézní či naopak příliš vyhublý.

7.4 Výsledky samotného

V následujících několika tabulkách a grafech je možné vidět konkrétní naměřené hodnoty. Na začátku každé tabulky je uvedeno, jaké faktory zde hrály roli. V grafech, které následují poté, je možné vidět konkrétní srovnání. Tabulky jsou uvedeny tak, aby za sebou byly vždy ty samé pomůcky a různé vzdálenosti.

Tabulka 1 Výsledky měření - 10 cm přes osobní ochrannou pomůcku - nákrčník

	Absorbovaná dávka (nGy)	Maximální příkon (nGy/s)	Čas
1.	41,5	2,126	0,05
2.	25,73	1,183	0,25
3.	62,04	3,088	0,45
4.	43,32	2,416	1,05
5.	41,82	2,227	1,25
6.	41,15	2,195	1,45
7.	43,67	2,231	2,05
8.	36,94	2,019	2,25
9.	37,00	1,876	2,45
10.	52,42	2,717	3,05

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 2 Výsledky měření - průměrné hodnoty

Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
42,56	2,207

Zdroj: *vlastní*

Měření probíhalo v druhé vlně mého výzkumu. Nasbíraná data jsou tedy ze začátku března. Proto je zde patrné, že časový záznam je již od 0,05 minut. Záznam na skiaskopickém přístroji byl 20 s. Celková doba sběru dat na danou vzdálenost je tedy 3 minuty. Získané hodnoty absorbované dávky jsou v nGy a maximální příkon je v nGy/s. Jednotlivá měření probíhala plynule s návazností.

Jak je patrné z tabulky, průměrná absorbovaná dávka je po zaokrouhlení 42,56 nGy. Průměr maximálního příkonu pak tvoří 2,207 nGy/s.

Tabulka 3 Výsledky měření - 100 cm přes osobní ochrannou pomůcku - nákrčník

	Absorbovaná dávka (nGy)	Maximální příkon (nGy/s)	Čas (min)
1.	2,722	0,048	3,25
2.	1,766	0,056	3,45
3.	2,082	0,067	4,05
4.	0,709	0,022	4,25
5.	1,858	0,059	4,45
6.	1,132	0,039	5,05
7.	0,471	0,015	5,25
8.	2,767	0,071	5,45
9.	1,577	0,046	6,05
10.	0,688	0,019	6,25

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 4 Výsledky měření - průměrné hodnoty

Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
1,58	0,044

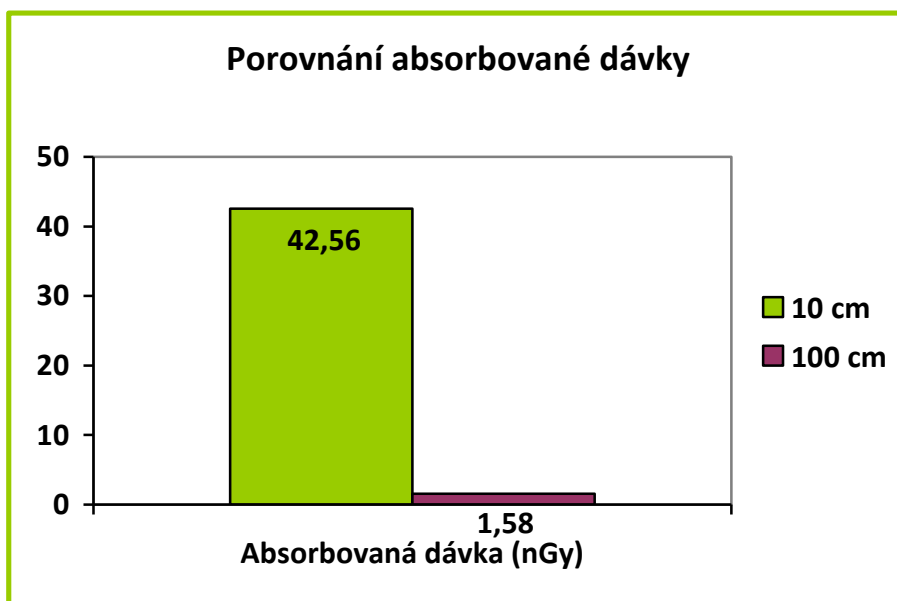
Zdroj: *vlastní*

I toto měření probíhalo na začátku března. Čas záznamu navazuje na měření se vzdáleností 10 cm. Měřicí dozimetrický systém RaySafe Xi jsem pouze přesunula o 90 cm dále. S nákrčníkem jsem nehýbala.

Čas záznamu byl, jak je z tabulky patrné, opět 20 s. Výsledky jsou taktéž v nGy u absorbované dávky a v nGy/s u maximálního příkonu. Průměrný maximální příkon je 1,58 nGy/s a průměrná absorbovaná dávka je 0,044 nGy.

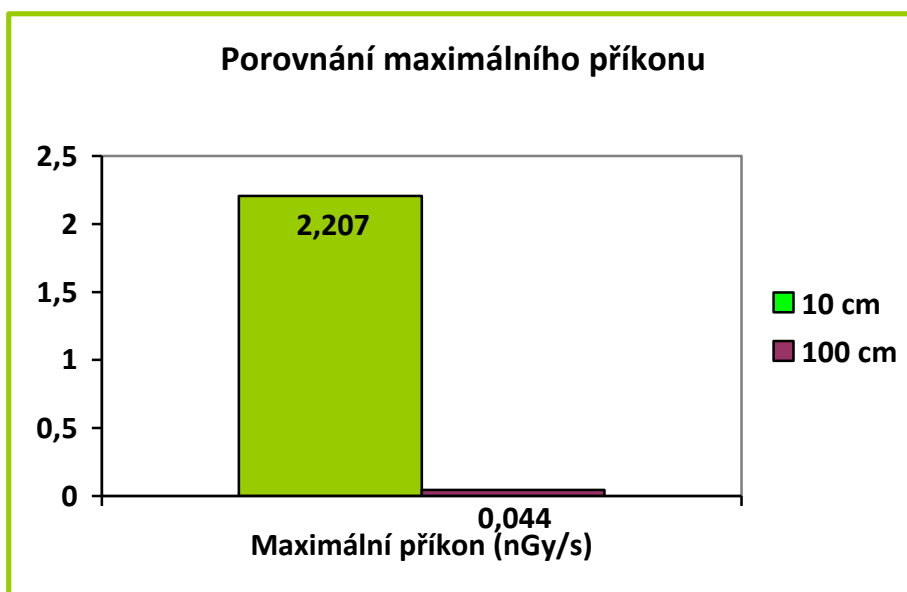
Z následujících dvou grafů, které je možné vidět níže je patrné, že se zvětšením vzdálenosti klesne maximální příkon na téměř polovinu. Absorbovaná dávka klesá v závislosti na vzdálenosti také. Neklesne však na polovinu. Její pokles je mírně nad polovinou.

Obrázek 1 Porovnání absorbované dávky



Zdroj: vlastní

Obrázek 2 Porovnání maximálního příkonu



Zdroj: vlastní

Na obrázcích číslo 3 a 4 je možné vidět, jak jsem umístila ochranný nákrčník na měřicí dozimetrický systém. Na prvním obrázku je vzdálenost 10 cm a na druhém pak vzdálenost 100 cm.

Obrázek 3 Měření za pomoci nákrčníku na vzdálenost 10 cm



Zdroj: vlastní

Obrázek 4 Měření za pomoci nákrčníku na vzdálenost 100 cm



Zdroj: vlastní

Tabulka 5 Výsledky měření - 10 cm s ochrannou pomůckou

	Absorbovaná dávka (nGy)	Maximální příkon (nGy/s)	Čas (min)
1.	37,42	1,547	1,15
2.	35,87	1,426	1,35
3.	32,51	1,604	1,55
4.	39,02	1,614	2,15
5.	-	-	2,35
6.	37,20	1,529	2,55
7.	38,47	1,601	3,15
8.	-	-	3,35
9.	37,66	1,585	3,55
10.	38,72	1,620	4,15
11.	36,99	1,460	4,35
12.	37,87	1,679	4,55

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 6 Výsledky měření - průměrné hodnoty

Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
37,17	1,566

Zdroj: *vlastní*

Jednalo se o mé první měření a práci s měřicím dozimetrickým systémem RaySafe Xi. Při pohledu na tabulku je tedy patrná moje neznalost ovládání měřicího systému. Při spuštění záznamu nebyl několikrát správně nastaven měřicí přístroj a tím pádem nenaměřil žádnou hodnotu. Měření jsem proto prováděla vícekrát, abych ve výstupu dostala požadovaných 10 číselných hodnot. Skiaskopický záznam byl tedy dvakrát puštěn naprázdno.

Začátek měření je tedy od času záznamu 1,15. Celý časový záznam byl pak 3 minuty 40 sekund. Prvotní naměřené hodnoty byli v μGy a v $\mu\text{Gy/s}$. Na hodnoty zapsané v tabulkách byly následně převedeny.

Průměrná absorbovaná dávka činí 37,17 nGy a průměr maximálního příkonu je 1,566 nGy/s.

Tabulka 7 Výsledky měření - 100 cm s ochrannou pomůckou

	Absorbovaná dávka (nGy)		Čas (min)
1.	95,05	5,011	12,15
2.	96,88	5,059	12,35
3.	99,18	5,145	12,55
4.	96,77	5,163	13,15
5.	99,86	5,117	13,35
6.	100,70	5,416	13,55
7.	97,37	4,927	14,15
8.	96,38	4,884	14,35
9.	91,77	5,022	14,55
10.	95,22	5,025	15,15

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 8 Výsledky měření - průměrné hodnoty

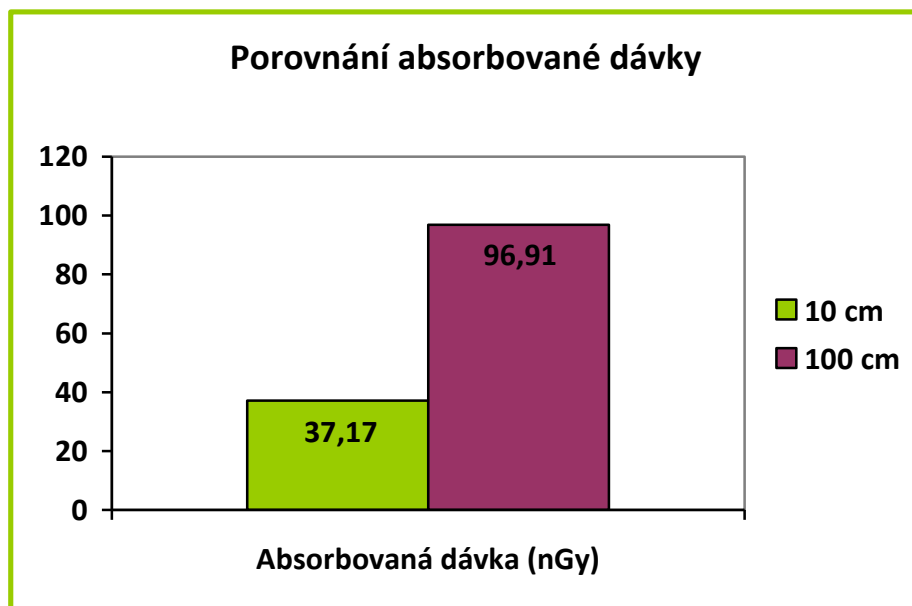
Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
96,91	5,076

Zdroj: *vlastní*

Začátek záznamu je od 12 minut 15 sekund a trval po dobu tří minut. Hodnota průměrné absorbované dávky je 96,91 nGy a průměrná hodnota maximálního příkonu je 5,076 nGy/s.

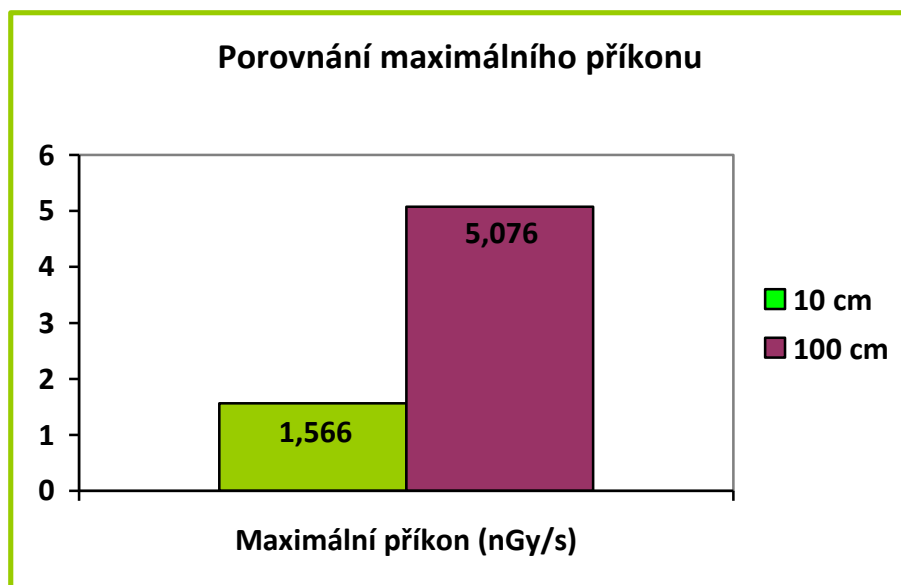
Z následujících dvou grafů je možné vyčíst, že ačkoliv se vzdálenost zvětší, nedojde k poklesu jak absorbované dávky, tak maximálního příkonu. Je patrný nárůst těchto hodnot při zvětšení vzdálenosti o 90 cm. Průměrná hodnota absorbované dávky a průměr maximálního příkonu se zvětšily na dvojnásobek hodnoty.

Obrázek 5 Porovnání absorbované dávky



Zdroj: vlastní

Obrázek 6 Porovnání maximálního příkonu



Zdroj: vlastní

Následující fotka dokumentuje, jak byl měřicí systém, rozmístěn a ochranná pomůcka zavěšena. Je tedy patrné, proč je hodnota u vzdálenosti 10 cm tak nízká a se vzdáleností se markantně zvětšuje.

Obrázek 7 Měření za pomoci závěsné ochranné pomůcky na vzdálenost 10 cm



Zdroj: *vlastní*

Tabulka 9 Výsledky měření - 10 cm bez ochranné pomůcky

	Absorbovaná dávka (nGy)	Maximální příkon (nGy/s)	Čas (min)
1.	59,40	1,270	5,15
2.	-	-	5,35
3.	59,20	1,146	5,55
4.	58,50	1,130	6,15
5.	57,48	1,205	6,35
6.	57,30	1,103	6,55
7.	58,10	1,011	7,15
8.	57,47	1,097	7,35
9.	56,90	1,012	7,55
10.	58,57	1,158	8,15
11.	58,36	1,093	8,35

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 10 Výsledky měření - průměrné hodnoty

Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
58,18	1,122

Zdroj: *vlastní*

Při prvním pohledu na tabulku je již patrné, že se má schopnost pracovat s měřicím přístrojem zlepšila. Je zde totiž 11 časových záznamů o délce 20 s a z toho jich má 10 naměřenou hodnotu.

Reálně bylo totiž toto měření provedeno jako druhé. Pro účely práce jsou však tabulky srovnány v jiném pořadí.

Celkový čas záznamu tedy byl 3 minuty a 20 sekund. Maximální příkon měl průměr 1,122 nGy/s a absorbovaná dávka pak 58,18 nGy.

Tabulka 11 Výsledky měření - 100 cm bez ochranné pomůcky

	Absorbovaná dávka (nGy)	Maximální příkon (nGy/s)	Čas (min)
1.	99,14	5,142	8,55
2.	98,71	5,082	9,15
3.	98,14	5,081	9,35
4.	98,55	5,090	9,55
5.	96,29	5,158	10,15
6.	102,40	5,263	10,35
7.	101,10	5,270	10,55
8.	102,50	5,279	11,15
9.	99,09	5,295	11,35
10.	104,80	5,459	11,55

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 12 Výsledky měření - průměrné hodnoty

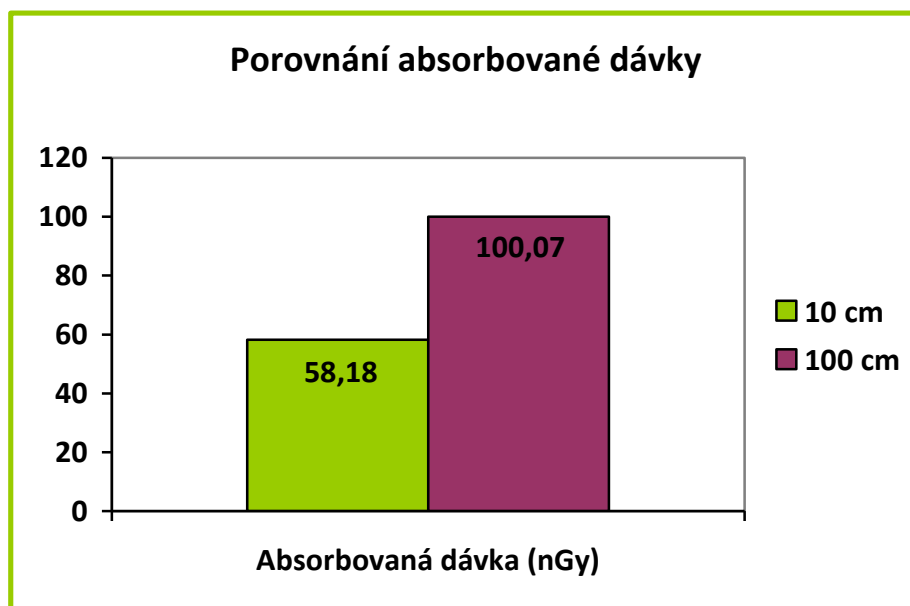
Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
100,07	5,211

Zdroj: *vlastní*

Při měření bylo odečteno deset hodnot. Začátek záznamu byl v 8 minutách a 55 sekundách. Celkový záznam byl pak rovné 3 minuty. Dva průměry, které byly vypočteny, tedy jsou 100,07 nGy u absorbované dávky a 5,211 nGy/s u maximálního příkonu. Měřicí systém byl postaven stejně jako u měření přes ochrannou pomůcku.

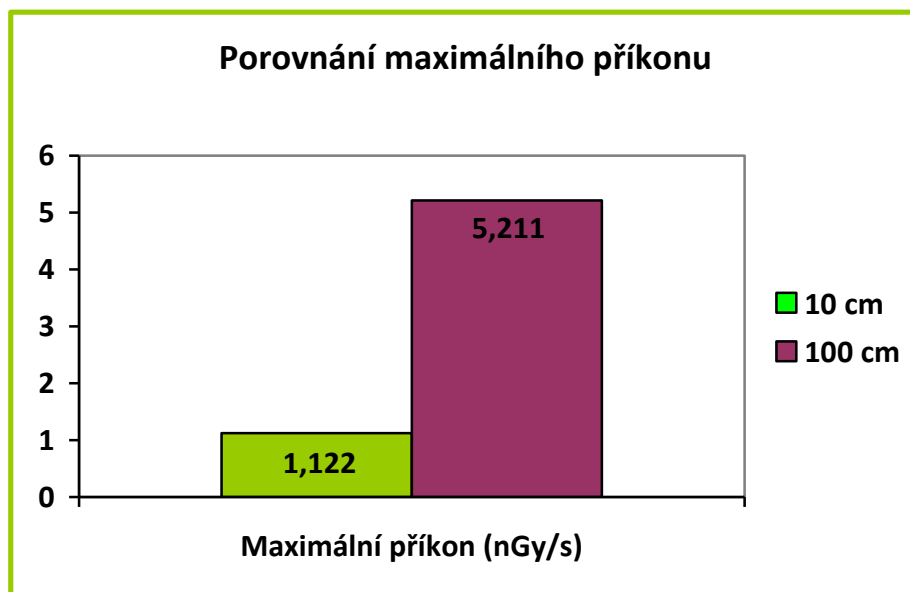
Na grafech opět vidíme, že obě zkoumané hodnoty jsou vyšší při delší vzdálenosti. Je to tím, že měřicí přístroj byl na podstavci. Při interakci s fantomem se více sekundárního záření odrazilo pod větším úhlem a dopadlo na měřicí přístroj ve vzdálenosti 100 cm. Kdyby byl tedy měřicí systém položen při vzdálenosti 10 cm přímo na stole nebo nepatrně nad ním, naměřil by daleko větší hodnotu než v případě podstavce o výšce cca 50 cm.

Obrázek 8 Porovnání absorbované dávky



Zdroj: vlastní

Obrázek 9 Porovnání maximálního příkonu



Zdroj: vlastní

Obrázek číslo deset dokumentuje měření bez jakékoliv překážky na vzdálenost 100 cm.

Obrázek 10 Měření bez použití jakékoliv pomůcky na vzdálenost 100 cm



Zdroj: *vlastní*

Tabulka 13 Výsledky měření - 10 cm s použitím skleněné tabule

	Absorbovaná dávka (nGy)	Maximální příkon (nGy/s)	Čas (min)
1.	441,5	33,09	0,00
2.	383,5	20,10	0,20
3.	386,4	20,11	0,40
4.	389,6	20,10	1,00
5.	385,7	19,92	1,20
6.	381,4	19,88	1,40
7.	379,2	20,15	2,00
8.	380,8	20,00	2,20
9.	380,1	20,00	2,40
10.	382,1	19,96	3,00

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 14 Výsledky měření - průměrné hodnoty

Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
389,03	21,33

Zdroj: *vlastní*

V tabulce výše (tab. č. 14) můžeme vidět data, která byla sbírána ze vzdálenosti 10 cm. Mezi tuto vzdálenost byla vložena skleněná tabule. Čas záznamu je rovné tři minuty. Toto měření se uskutečnilo jako třetí vlna. Proto čas záznamu začíná od nuly.

Průměrná absorbovaná dávka zde činí 389,03 nGy a průměrná hodnota maximálního příkonu je 21,33 nGy/s.

Tabulka 15 Výsledky měření - 100 cm s použitím skleněné tabule

	Absorbovaná dávka (nGy)	Maximální příkon (nGy/s)	Čas (min)
1.	49,18	2,566	15,35
2.	50,15	2,577	15,55
3.	50,55	2,611	16,15
4.	45,69	2,568	16,35
5.	52,45	2,573	16,55
6.	48,74	2,554	17,15
7.	47,97	2,567	17,35
8.	51,15	2,585	17,55
9.	50,15	2,568	18,15
10.	46,49	2,558	18,35

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 16 Výsledky měření - průměrné hodnoty

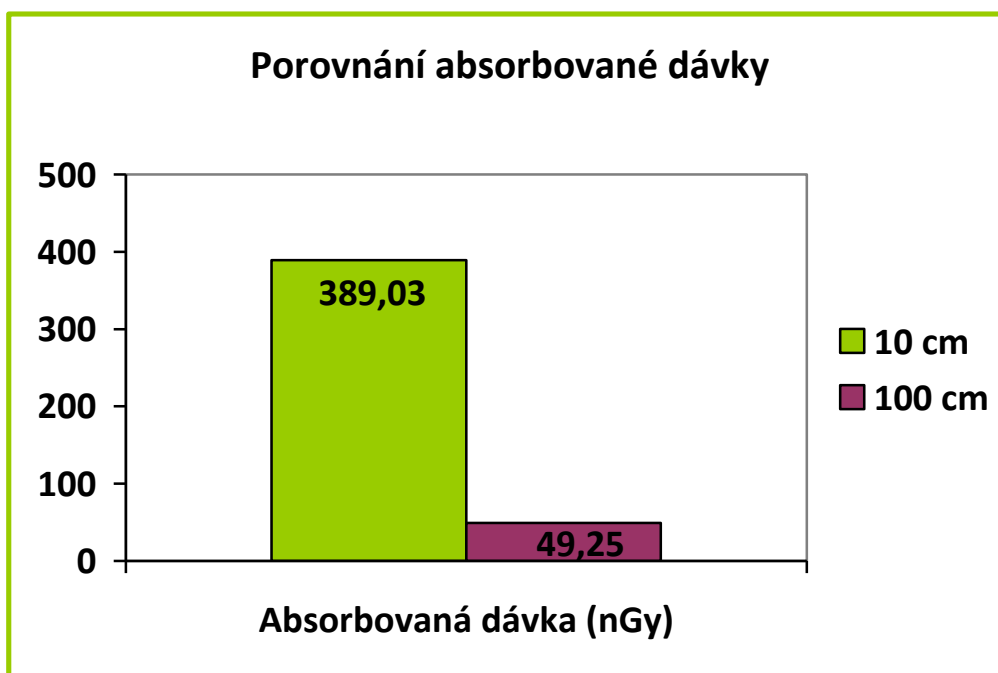
Průměrná absorbovaná dávka (nGy)	Průměrný maximální příkon (nGy/s)
49,25	2,572

Zdroj: *vlastní*

Tabulka ukazuje sběr dat za použití skleněné tabule, která byla vložena mezi vzdálenost fantom-měřicí dozimetrický systém. Skiaskopický záznam je od 15,35 minut. Celkový záznam během měření s těmito parametry byl 3 minuty.

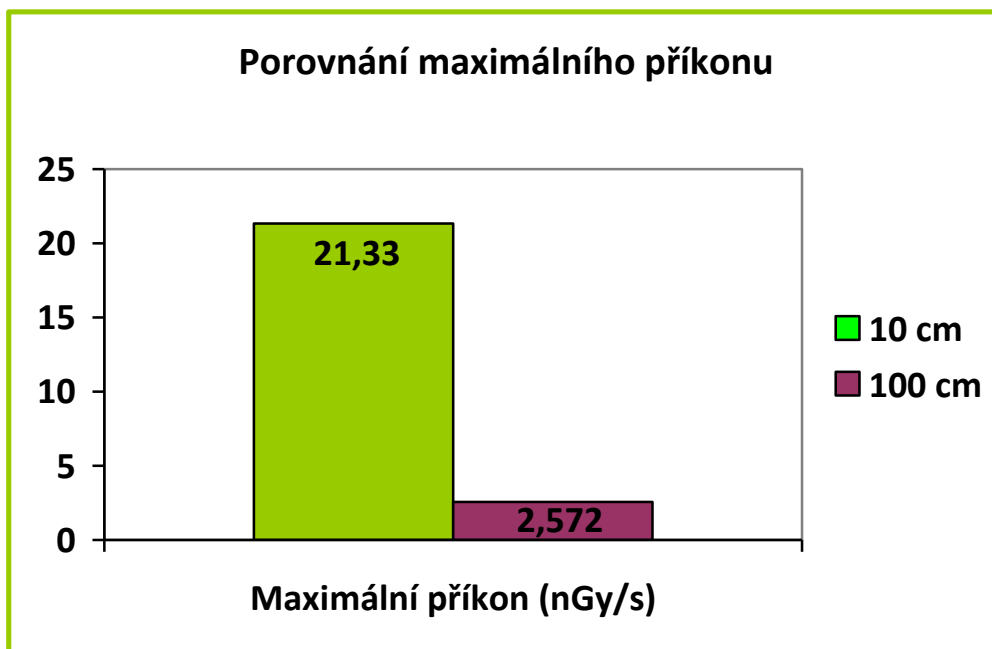
Průměrná absorbovaná dávka má hodnotu 49,25 nGy a průměrný maximální příkon má hodnotu 2,572 nGy/s.

Obrázek 11 Porovnání absorbované dávky



Zdroj: vlastní

Obrázek 12 Porovnání maximálního příkonu



Zdroj: vlastní

Obrázky 13 a 14 nám zachycují měření přes skleněnou tabuli. Ta byla zajištěna kanystry s vodou. První obrázek je se vzdáleností 10 cm a druhý se vzdáleností 100 cm.

Obrázek 13 Měření za pomoci skleněné tabule na vzdálenost 10 cm



Zdroj: *vlastní*

Obrázek 14 Měření za pomoci skleněné tabule na vzdálenost 100 cm

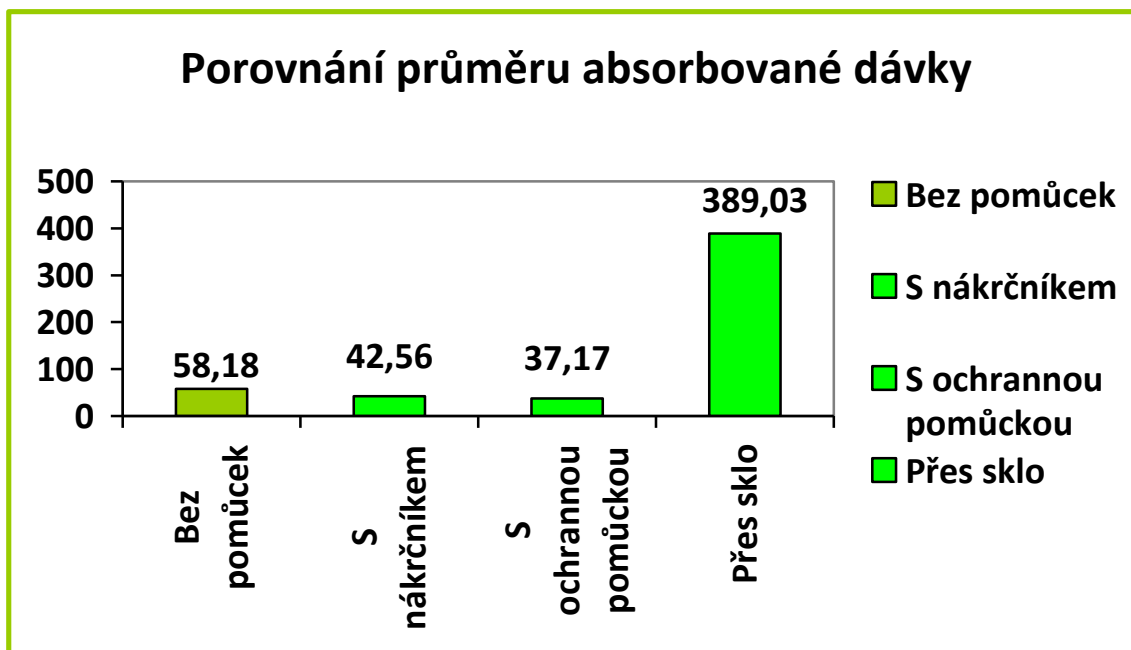


Zdroj: *vlastní*

7.4.1 Grafy průměru absorbované dávky

Dva následující zelené grafy nám přehledně ukazují a zhodnocují, jaká byla maximální absorbovaná dávka při téže vzdálenosti. Mezi zdroj záření a měřicí systém se vkládaly ochranné pomůcky. To se následně projevilo na naměřených hodnotách.

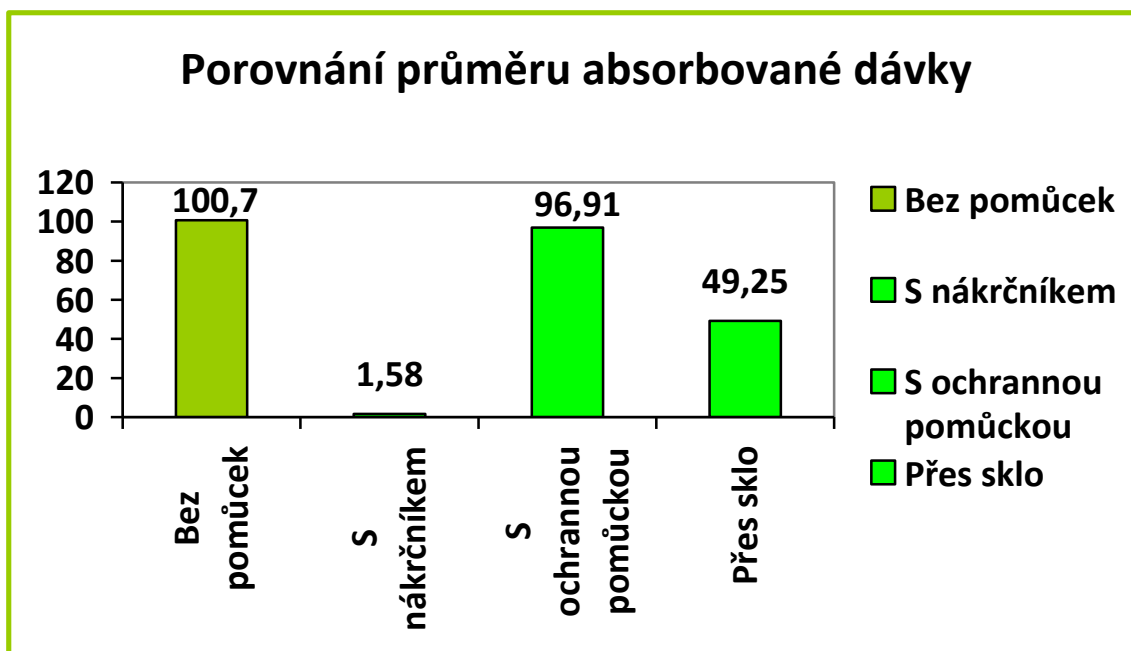
Obrázek 15 Hodnoty průměru absorbované dávky naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 10 cm v nGy



Zdroj: vlastní

První graf ukazuje, že nejvyšší absorbovaná dávka na vzdálenost 10 cm je přes sklo. Průměrné hodnoty nemají větší výkyv, až na hodnoty naměřené přes skleněnou tabuli.

Obrázek 16 Hodnoty průměru absorbované dávky naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 100 cm v nGy



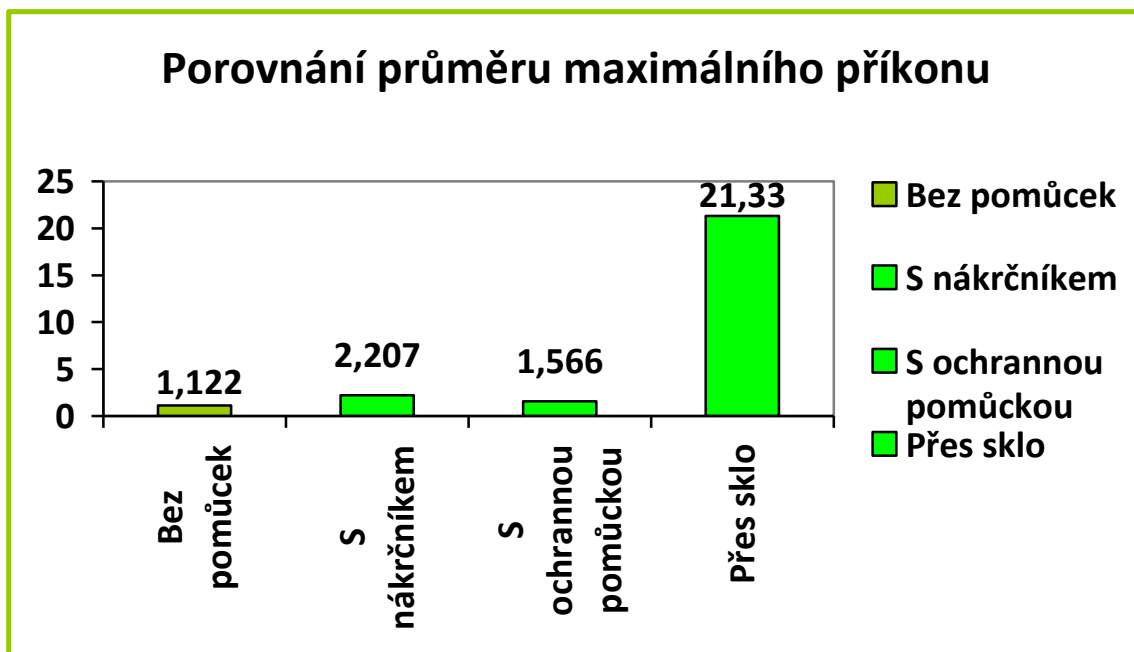
Zdroj: vlastní

Na druhém grafu (obr. č. 16) je přehledně zobrazeno, jak může ochranná pomůcka ovlivnit dopadající sekundární záření a tím i absorbovanou dávku. Z grafu je patrné, že nejvyšší naměřená hodnota je, pokud nebyly použity žádné ochranné pomůcky.

7.4.2 Grafy průměru maximálního příkonu

Po vzoru předešlých dvou grafů jsou zde zpracovány další dva. Tentokrát je v nich zaznamenán průměr maximálního příkonu a to jak ve vzdálenosti 10 cm tak ve vzdálenosti 100 cm.

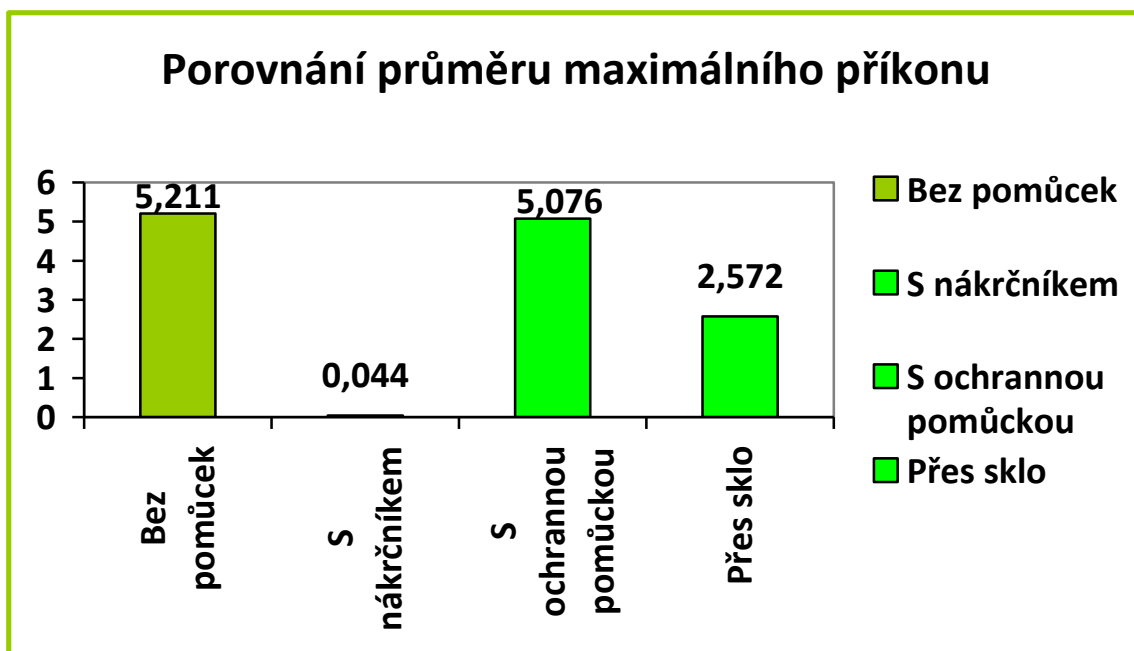
Obrázek 17 Hodnoty průměru maximálního příkonu naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 10 cm v nGy/s



Zdroj: vlastní

Na grafu výše je možné vidět průměrnou hodnotu maximálního příkonu v nGy/s. Největší příkon je naměřen při průchodu skleněnou tabulí.

Obrázek 18 Hodnoty průměru maximálního příkonu naměřené pomocí dozimetrického systému ze vzdálenosti 100 cm v nGy/s



Zdroj: vlastní

Druhý graf ukazuje také průměrnou hodnotu maximálního příkonu. Tentokrát však ze vzdálenosti 100 cm. Všechny hodnoty, s výjimkou použití nákrčníku jsou na relativně vysokých hodnotách.

8 DISKUZE

Tato práce, která byla zaměřená na kvalitativní výzkum, byla dle mého názoru přínosná. V první řadě jsme si s panem Mgr. Pavlem Nedbalem stanovili, jaké hodnoty budeme měřit a na jaké ovlivnitelné faktory se zaměříme. Rozhodli jsme se proto, zkoumat množství sekundárního záření a tím absorbované dávky.

V roce 2017 Kamila Ferková, žákyně ZČU na FZS, studijní obor Radiologický asistent, zkoumala ve své kvalifikační práci radiační zátěž na pacienty. Konkrétně se jednalo o dětské pacienty. Rozhodli jsme se tedy proto s vedoucím práce, že my se zaměříme na radiační zátěž personálu, jenž obsluhuje skiaskopický přístroj. Jedná se tedy o lékaře radiology a zdravotnické laboranty. Téma radiační zátěže na personál a radiační ochrana je velmi zásadní. Je třeba chránit radiologické laboranty při jejich práci. Důležité je dodržovat předepsané limity pro roční ekvivalentní dávku, které jsou 20 mSv pro radiologické asistenty a 6 mSv pro studenty. (Hušák, 2009). Tato práce by nám mohla částečně odpovědět, zda jsou tyto limity splnitelné či jestli jejich hodnota není příliš vysoká a v budoucnu by nešly maximální hodnoty snížit.

Pro svůj výzkum jsem zvolila pracoviště skiaskopie ve Fakultní nemocnici Lochotín. Toto pracoviště je součástí kliniky zobrazovacích metod, tzv. KZM. Označení pracoviště je č. 6. Měření bylo prováděno na vícero částí a to z důvodu nedostatečné časové dotace pro první měření. Vzhledem k tomu, že jsem s dozimetrickým systémem měřila poprvé, trvalo mi, než jsem přišla na způsob ovládání, vynulování hodnot pro další měření atd. Několikrát se mi stalo, že jsem celý měřicí přístroj vypnula a opět zapnula. Tím se způsobilo, že výstupní hodnoty již nebyli v nGy a nGy/s, ale v μGy a $\mu\text{Gy/s}$. Bylo tedy potřeba dané hodnoty převést, aby je bylo možné zprůměrovat a zapsat do výstupní tabulky zde v mé kvalifikační práci.

Průběh měření je dokumentovaný pomocí fotografií, které je možné vidět v praktické části bakalářské práce. Fotodokumentace byla zhotovena již mimo měření. Stůl, rentgenka, vzdálenost od ohniska k detektoru (115cm) a měřicí systém jsou však nastaveny přesně tak, jako tomu bylo při samotném měření.

Naměřená data jsou velmi překvapivá. Jejich hodnoty jsou přehledně zobrazeny v grafech. Zde je taky patrné, jak některé faktory mohou ovlivnit šíření sekundárního záření, jeho množství a tím pádem i množství absorbované dávky.

Když se podíváme na grafy, kde jsou porovnány pouze data, která byla získána za stejných podmínek, pouze s rostoucí vzdáleností, je možné si všimnout, že hodnota ve většině případů klesá.

Můžeme si však povšimnout dvou výjimek. První výjimku tvoří měření za použití specifické ochranné pomůcky, která je přímo konstruovaná k zavěšení na skiaskopický přístroj. Na grafu, který se k tomuto měření váže je vidět markantní rozdíl v naměřených hodnotách.

U 10 cm totiž tvoří průměrné hodnoty absorbované dávky a maximálního dávkového příkonu 37,17 nGy a 1,566 nGy/s. U 100 cm jsou již hodnoty 96,91 nGy a 5,076 nGy/s. Zvýšení hodnot bylo tedy přibližně trojnásobné u absorbované dávky i u maximálního příkonu.

Tento nárůst hodnot lze však předpokládat. Ačkoliv je známý fakt, že s rostoucí vzdáleností klesá množství sekundárního záření, zde byly faktory, díky kterým tento předpoklad neplatí. Ochranná pomůcka totiž byla dána do výšky snímací plochy měřícího dozimetrického systému. Tím pádem jej při vzdálenosti 10 cm téměř stínila. Kdežto při vzdálenosti 100 cm měla sekundární záření možnost většího šíření.

Druhou výjimkou, která se vymyká dosud předloženým výzkumům a obecným pravidlům, je měření bez jakéhokoliv použití ochranných pomůcek či jakéhokoliv předmětu vloženého do vzdálenosti zdroj záření-měřící dozimetrický systém.

Průměry hodnot naměřené u 10 cm jsou 58,18 nGy a 1,122 nGy/s. Ve vzdálenosti, zvětšené na 100 cm jsou hodnoty průměru 100,07 nGy a 5,211 nGy/s. Tento výsledek si neumím odůvodnit. Předpokládala jsem, že s rostoucí vzdáleností množství absorbované dávky klesne. Je tedy možné, že přístroj neměřil zcela přesně a bylo by potřeba provést vícero měření, aby byl výsledek objektivnější. Na tomto případě je také možné si potvrdit, že se sekundární záření šíří nekontrolovatelně a to všemi možnými různými směry.

Zbývá dvě měření ukazují hodnoty, které odpovídají očekávanému standardu.

Hodnoty získané měřením za použití nákrčníku s ekvivalentem olova 0,5 mm jsou v průměru 42,56 nGy a 2,207 nGy/s u 10 cm. U 100 cm jsou průměrné hodnoty 1,58 nGy a 0,044 nGy/s. Pokles průměrného množství absorbované dávky je více než patrný. Jedná se o rozdíl téměř 40 nGy.

Měření přes skleněnou tabuli na vzdálenost 10 cm má naměřené průměrné hodnoty 389,03 nGy a 21,33 nGy/s. Na vzdálenosti 100 cm má hodnoty 49,25 nGy a 2,572 nGy/s.

Zde je také možné pozorovat úbytek absorbované dávky a maximálního dávkového příkonu s rostoucí vzdáleností.

V následující části diskuze se zaměřím na zodpovězení mých otázek, které jsem si stanovila před zahájením měření.

První otázka byla, o kolik se zmenší/zvětší absorbovaná dávka, pokud není použita žádná ochranná pomůcka, dopadající na měřicí systém po zvětšení vzdálenosti o 90 cm. Z grafů je patrné, že se průměrná hodnota absorbované dávky zvětší o 42,52 nGy. K důvodu zvýšení a mým hypotézám týkající se tohoto výsledku jsem se vyjádřila výše.

Druhá otázka se týkala procházení záření přes skleněnou tabuli. Otázka zněla: „Zmenší se množství sekundárního záření, při předpokladu 100 cm, na polovinu při procházení přes skleněnou tabuli? Oproti množství záření, které tuto vzdálenost urazí bez jakékoliv překážky.“ Odpověď lze nalézt v obrázku grafu číslo 16. Na něm je patrné, že hodnota klesne o přibližně jednu polovinu.

Třetí otázka obsahovala dotaz, zda se zmenší množství sekundárního záření po změně vzdálenosti při použití ochranné pomůcky na polovinu. Z vypracovaných grafů výše je patrné, že průměrná hodnota absorbované dávky se zvětšením vzdálenosti vzrostla. Její nárůst byl o cca 2/3. U 10 cm byla hodnota 37,17 nGy a následný nárůst byl na hodnotu 96,91 nGy.

Čtvrtá otázka zněla: „Lze odstínit více sekundárního záření specifickou ochrannou pomůckou nebo použitím osobní ochranné pomůcky v podobě vesty na vzdálenosti 10 cm?“ Odpověď nalezneme v obrázku 15. Více sekundárního záření odstíníme s použitím specifické ochranné pomůcky, sloužící přímo k radiační ochraně u skiaskopického přístroje. Rozdíl v nGy činí 5,39.

Poslední, tedy pátá otázka zněla, jaký bude rozdíl absorbovaných dávek mezi použitím ochranné pomůcky na 10 cm a nepoužitím žádné ochrany na vzdálenost 100 cm. Rozdíl činil 63,53 nGy. Vyšší naměřená hodnota byla u 100 cm bez ochranné pomůcky. Je tedy patrné, že pouhé zvýšení vzdálenosti nás neochrání před sekundárním zářením.

9 ZÁVĚR

V teoretické části bakalářské práce jsme se seznámili s jednotlivými částmi přístroje. Jejich funkcemi a konstrukcí. Tato část byla podstatná pro pochopení, jak skiagrafické a skiaskopické přístroje fungují. Získané teoretické znalosti jsem následně mohla uplatit v praktické části této kvalifikační práce. Bez základů nelze stanovit otázky týkající se sekundárního záření. Taktéž nelze porovnat získané výsledky s obecně platnými zákony. Bakalářská práce si kladla za cíl zjistit, jak se zmenší či zvětší množství absorbované dávky při změnách vzdálenosti či použitím různých ochranných pomůcek. Byla zde použita optimální vzdálenost, kterou lze na skiaskopických pracovištích dodržet (100 cm) a která je obvykle lékaři či radiologickými laboranty dodržována (10 cm). Využita byla i stínící ochranná pomůcka, která by měla být součástí kliniky zobrazovacích metod a měla by být vždy používána, aby se personál, vykonávající vyšetření, chránil. Skleněná tabule je z důvodu toho, že jsou stanoveny limity přímo pro oční čočku. Cílem tedy bylo zjistit, zda můžou dioptrické brýle, které by měl zdravotnický pracovník eventuelně na sobě, odstínit část záření. Tím pádem by na oční čočku dopadlo menší množství sekundárního záření než na okolní kůži v těsné blízkosti brýlí. Ačkoliv se jednalo o obyčejnou skleněnou tabuli, vyjmutou ze skříněk, myslím si, že by nasbíraná data mohla být přínosná.

Věřím, že výsledky mého měření mohou edukovat pracovníky či studenty. Jsou totiž přehledně zpracovány do grafů a tabulek. Na základě nich by mohla cílová skupina lépe pochopit, jak vzdálenost či stínění ochrannými pomůckami může chránit jejich zdraví. Zdraví máme každý jen jedno, a proto je třeba si na něj dávat pozor.

10 POUŽITÉ ZDROJE

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

FRANK, Eugene D., Bruce W. LONG a Barbara J. SMITH. *Merrill's atlas of radiographic positioning and procedures: Volume one*. 11. St. Louis, Missouri: Mosby elsevier, 2007. ISBN 978-0-323-04210-9.

CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika I. část*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.

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

NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-1011-7.

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

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

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

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

Internetové zdroje:

ČEZ. *Rentgenové záření* [online]. [cit. 2018-07-31]. Dostupné z: <https://www.cez.cz/edee/content/microsites/rtg/fyzika.htm>

FLÉGROVÁ, Jana. *Role radiologického asistenta na operačním sále*. České Budejovice, 2007. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Zdravotně sociální fakulta.

MAZÁNKOVÁ, Jitka. *Kontrastní látky a jejich nežádoucí účinky*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Lékařská fakulta.

REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. Rentgen. *Encyklopedie fyziky* [online]. 2006 [cit. 2019-03-19]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1664-rentgen>

ŠIMÁKOVÁ, Eva. *Radiační ochrana na ambulancích a operačních sálech - úloha radiologického asistenta na zabezpečení radiační ochrany*. Praha, 2007. Bakalářská práce. 2. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze.

VENDIŠ Tomáš, BAXA Jan. *Pojízdné rtg přístroje*. © 2007-2019. [online]. [cit. 2018-10-28]. Dostupné z: <https://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/mobiln%C3%AD-rtg.pdf>