

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích  
Zdravotně sociální fakulta

**Měření osobních dávek pracovníků v radiodiagnostice  
elektronickým osobním dozimetrem**

diplomová práce

Autor práce: Bc. Helena Chmelíková  
Studijní program: Ochrana obyvatelstva  
Studijní obor: Civilní nouzová připravenost  
Vedoucí práce: Ing. Jan Singer, CSc.

Datum odevzdání práce: 20. května 2013

## **Abstrakt**

### **Měření osobních dávek pracovníků v radiodiagnostice elektronickým osobním dozimetrem.**

Radiodiagnostika je poměrně mladý medicínský obor, jehož cílem je zobrazování anatomických struktur, fyziologických a patologických procesů za účelem stanovení diagnózy nebo prognózy nemoci. K tomuto účelu se využívá vlastností ionizujícího záření, které s sebou kromě výhod přináší také negativní účinky. Tyto účinky se projevují ve zdravých buňkách, ve zdravých tkáních, v lidském organismu. Systém radiační ochrany proto mimo jiné stanovuje limity, které smí zaměstnanci s ionizujícím zářením při výkonu svého povolání obdržet. Kontrolu nad obdrženými dávkami napomáhá zajistit systém dozimetrie. Typy dozimetrů jsou v podstatě dva. Pasivní a aktivní, neboli elektronický. Pasivní dozimetr se vyhodnocuje po určité době a až zpětně tedy získáváme informaci o obdržené dávce. Aktivní dozimetr nám naopak zobrazuje obdrženou dávku okamžitě.

Cílem této diplomové práce je porovnat výsledky z osobních filmových dozimetrů s výsledky elektronických dozimetrů DMC 2000 XB vyrobených firmou Merlin Gerin a stanovit zda je elektronický dozimetr vhodný k použití v radiodiagnostice, případně zda může nahradit filmový dozimetr.

Měření jsem uskutečnila na radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Sušice, o.p.s. Radiologičtí laboranti jsou zde běžně vybaveni osobními filmovými dozimetry. K těmto dozimetrům obdrželi na měřicí období sedmi měsíců také osobní elektronické dozimetry. Oba dva druhy dozimetrů nosily dle vyhlášky SÚJB č. 307/2002 Sb., v platném znění na referenčním místě, tj. na levé horní části hrudníku na oděvu. Měření probíhalo u pěti radiologických laborantů a jedním osobním elektronickým dozimetrem bylo měřeno přirozené pozadí.

Ve výsledcích z elektronických osobních dozimetrů jsem hodnotila kolektivní dávky všech pracovníků za jednotlivé měsíce, celkovou kolektivní dávku a sumu

dávkových ekvivalentů za všechny měsíce u jednotlivých pracovníků. Kolektivní dávka z dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  byla většinou vyrovnaná, v listopadu a v prosinci byla poněkud vyšší. To bylo způsobeno vyšší četností operačních výkonů, při kterých byla nutná asistence laboranta s rtg přístrojem na operačním sále. Nevyšší suma dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  byla zjištěna u pracovníka č. 1, což je způsobeno opět častější přítomností uvedeného pracovníka na operačním sále. Přestože se laboranti na svých pracovištích střídají pravidelně, jejich vykonávaná činnost je pouze náhodná. Rozhodně mohu vyloučit, že by se pracovník č. 1 nějakým způsobem odlišoval od ostatních pracovníků, co se radiační ochrany týká, všichni laboranti dodržují stejné principy radiační ochrany. Pro lepší pochopení problematiky jsem do diplomové práce zahrnuje také seznámení s pracovními činnostmi, které radiologičtí laboranti vykonávají.

Přestože jsem během měření pomocí elektronických dozimetrů zaznamenala několikrát měsíční hodnotu osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  vyšší než 0,1 mSv, vyhodnocení filmové dozimetrie za stejné období stanovilo tuto hodnotu jako méně než 0,1 mSv, resp. méně než 0,05 mSv. Z dalšího šetření vyplynulo, že CSOD, s.r.o. je schopna měřit hodnoty = 0,01 mSv, tyto hodnoty však nebyly na filmech ze sledovaných dozimetrů zaznamenány. Neshoda naměřených výsledků tedy nespočívá ve vyhodnocování, ale v nižší citlivosti filmového dozimetru. Součástí diplomové práce se tedy stalo i hodnocení výhod a nevýhod obou typů osobních dozimetrů.

Na základě výsledků měření, po uvážení výhod i nevýhod obou typů osobních dozimetrů a při posouzení pracovních činností radiologických laborantů mohu konstatovat, že osobní elektronický dozimetr DMC 2000 XB vyrobený firmou Merlin Gerin je vhodný k použití při činnostech na radiodiagnostickém oddělení a že může plně nahradit filmový dozimetr.

**Klíčová slova:**

radiodiagnostika, radiační ochrana, filmový dozimetr, elektronický dozimetr

## **Abstract**

### **Measuring of personal doses of radiodiagnostics workers with electronic personal dosimeter.**

Radiodiagnostics is a relatively young field of medicine the objective of which is imaging of anatomic structures and physiological and pathological processes in order to determine diagnoses or prognoses of diseases. For this purpose radiodiagnostics uses properties of ionizing radiation which have both positive and negative effects. The negative effects are demonstrated in healthy cells and healthy tissues of the human organism. A radiation protection system therefore establishes, among other things, limit doses to which individuals working with ionizing radiation may be exposed while performing their jobs. The received doses are kept under control by means of a dosimetric system. Essentially, there are two types of dosimeters: passive and active, i.e. electronic. A passive dosimeter is evaluated after a certain period of time and the information about the received dose is obtained only retrospectively. On the contrary, an active dosimeter displays the received dose immediately.

The purpose of this thesis is to compare results from personal film dosimeters with results obtained from electronic dosimeters DMC 2000 XB made by Merlin Gerin and to determine whether electronic dosimeters are suitable for radiodiagnostics and whether they can replace film dosimeters.

I performed the measurements at the radiodiagnostics ward of the hospital Nemocnice Sušice, o.p.s. X-ray assistants in the ward are routinely equipped with personal film dosimeters. In addition to their film dosimeters, they were given personal electronic dosimeters for a period of seven months. They were wearing both types of the dosimeters in compliance with the Decree issued by the State Office for Nuclear Safety (SÚJB) No. 307/2002 Coll., as amended, at the reference place, i.e. on the left upper part of the chest on their clothing. Measurements were conducted on five X-ray

assistants and one additional personal electronic dosimeter was used to measure the natural background.

I have used results from electronic personal dosimeters to evaluate the collective dose of all workers in the individual months, the total collective dose and the sum of dose equivalents in all months for the individual workers. The collective dose from dose equivalents  $H_p(10)$  was stable most of the time and in November and December it was slightly higher. This was due to a higher frequency of surgeries which required presence of an assistant with an X-ray device in the operating room. The highest sum of dose equivalents  $H_p(10)$  was found for the worker No. 1 due to his more frequent presence in the operating room. Although the X-ray workers take turns at the workplace regularly they perform their tasks at random. I can definitely exclude that the worker No. 1 was in any way different from the other workers - when it comes to radiation protection all X-ray assistants observe the same principles of radiation protection. For better understanding the thesis also includes information about working activities performed by X-ray assistants.

Despite the fact that the measurements using electronic dosimeters several times indicated monthly values of personal dose equivalent  $H_p(10)$  higher than 0.1 mSv, the evaluation of the respective film dosimeters from the same period of time indicated values lower than 0.1 mSv or lower than 0.05 mSv. Subsequent investigations have shown that CSOD, s.r.o. is capable of measuring values = 0.01 mSv, however the values were not recorded on films from the monitored dosimeters. The discrepancy between the measured results therefore does not come from the evaluation but from a lower sensitivity of the film dosimeter. The thesis also includes evaluation of advantages and disadvantages of both the types of personal dosimeters.

Based on results of the measurements, evaluation of advantages and disadvantages of the two types of personal dosimeters and based on working activities of X-ray assistants I can conclude that the personal electronic dosimeter DMC 2000 XB

made by Merlin Gerin is suitable for activities at the radiodiagnostics ward and that it may fully replace the film dosimeter.

**Key words:**

radiodiagnostics, radiation protection, film dosimeter, electronic dosimeter

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci jsem vypracovala 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 20. května 2013

.....

(jméno a příjmení)

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala zejména vedoucímu diplomové práce panu Ing. Janu Singerovi, CSc. za metodické vedení práce, cenné rady a připomínky. Dále bych ráda poděkovala panu Ing. Zdeňkovi Zelenkovi, řediteli Celostátní služby osobní dozimetrie, s.r.o. za poskytnutí výsledků filmové dozimetrie. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat radiologickým laborantům radiodiagnostického oddělení Nemocnice Sušice, o.p.s. za umožnění měření.



## Obsah

<b>1. Úvod</b> .....	12
<b>2. Teoretická část</b> .....	13
2.1 Radiodiagnostika.....	13
2.1.1 Uspořádání pracoviště.....	15
2.1.2 Přístrojové vybavení.....	17
2.2 Ionizující záření.....	20
2.2.1 Interakce ionizujícího záření.....	20
2.2.2 Zdroje ionizujícího záření.....	23
2.2.3 Účinky ionizujícího záření.....	25
2.3 Radiační ochrana.....	27
2.3.1 Principy radiační ochrany.....	28
2.3.2 Radiační ochrana na radiodiagnostickém pracovišti.....	38
2.4 Program monitorování.....	40
2.4.1 Referenční úrovně osobního monitorování.....	41
2.4.2 Kategorizace radiačních pracovníků.....	43
2.4.3 Osobní monitorování.....	44
2.5 Dozimetrie.....	45
2.5.1 Osobní dozimetrie.....	48
2.5.2 Veličiny a jednotky radiační ochrany a dozimetrie ionizujícího záření.....	52
<b>3. Hypotézy metodika výzkumu</b> .....	58
3.1 Hypotézy.....	58
3.2 Metodika.....	58
3.2.1 Měření osobních dávek pomocí elektronických i filmových dozimetrů.....	58
3.2.2 Vyhodnocení výsledků naměřených pomocí elektronických dozimetrů.....	61

3.2.3	Vyhodnocení výsledků naměřených pomocí filmových dozimetrů.....	61
3.2.4	Porovnání výsledků a statistické zpracování.....	62
<b>4.</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>63</b>
<b>5.</b>	<b>Diskuze.....</b>	<b>73</b>
5.1	Pracovní činnosti měřené osobními dozimetry.....	73
5.2	Porovnání hodnot naměřených elektronickými a filmovými dozimetry.....	74
5.3	Porovnání výhod a nevýhod elektronických a filmových dozimetrů.....	86
<b>6.</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>88</b>
<b>7.</b>	<b>Seznam informačních zdrojů.....</b>	<b>89</b>

## **Seznam použitých zkratk a výrazů**

**ANO** – akutní nemoc z ozáření

**CR** – computer rentgenography – počítačová rentgenografie

**CSOD** – Celostátní služba osobní dozimetrie

**CT** – computed tomography – počítačová tomografie

**DR** – digital rentgenography – digitální rentgenografie

**IAEA** – mezinárodní agentura pro atomovou energii

**ICRP** – mezinárodní komise pro radiologickou ochranu

**ICRU** – mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření

**IZ** – ionizující záření

**MRI** – magnetická rezonance

**RTG** – rentgen, rentgenový

**SÚJB** – Státní úřad pro jadernou bezpečnost České republiky

**TLD** – termoluminiscenční dozimetr

**UZ** – ultrasonografie

**ZDS** – zkouška dlouhodobé stability

**ZIZ** – zdroje ionizujícího záření

**ZPS** – zkouška provozní stálosti

**Atomový zákon** – zákon č.18/1997 Sb., ve znění pozdějších předpisů

**Úřad** – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

**Vyhláška** – Vyhláška SÚJB č.307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů

## 1. ÚVOD

Ionizující záření se v současné době uplatňuje ve vědě, technice a zejména pak v medicíně. Zde se využívá jak pro metody diagnostické, tak pro metody terapeutické. V oboru radiodiagnostiky se využívá rentgenové záření, jehož svazek se při průchodu tkáněmi lidského těla zeslabuje v závislosti na hustotě těchto tkání. Na tomto principu vzniká zobrazovací schopnost. V oblasti radioterapie se ionizující záření využívá k léčbě, ke zničení nádorové tkáně. Schopnost ionizujícího záření ničit buňky se bohužel nesoustřeďuje pouze na buňky nádorové, či jinak nežádoucí. Negativní účinky se projevují i ve zdravých buňkách, ve zdravých tkáních, v lidském organismu.

Z tohoto důvodu došlo k vypracování systému ochrany před ionizujícím zářením a jsou stanoveny dávkové limity, které smí zaměstnanci při výkonu svého povolání obdržet. Kontrolu nad obdrženými dávkami napomáhá zajistit systém dozimetrie. Typy dozimetrů jsou v podstatě dva. Pasivní a aktivní, neboli elektronický. Pasivní dozimetr se vyhodnocuje po určité době a až zpětně tedy získáváme informaci o obdržené dávce. Aktivní dozimetr nám naopak zobrazuje obdrženou dávku okamžitě.

Na radiodiagnostickém oddělení nemocnice Sušice, o.p.s. se v současné době používají osobní filmové dozimetry, které jsou jedenkrát měsíčně vyhodnocovány Celostátní službou osobních dozimetrů.

Cílem mé diplomové práce je porovnat výsledky z těchto filmových dozimetrů s výsledky elektronických osobních dozimetrů DMC 2000 XB vyrobených firmou Merlin Gerin a stanovit zda elektronický osobní dozimetr je vhodný k použití při těchto činnostech, případně zda může nahradit filmový dozimetr.

## 2. TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1 Radiodiagnostika

Jak je již z názvu patrné, jedná se o obor diagnostický, který ke svému účelu využívá vlastností ionizujícího záření. Vývoj tohoto oboru začíná objevením rentgenových paprsků Wilhelmem Conradem Röntgenem roku 1895 na Fyzickém institutu Univerzity ve Würzburgu. Za tuto poměrně krátkou dobu došlo k mnoha významným objevům, k obrovskému rozvoji až do současného moderního lékařského odvětví, bez kterého si již zdravotnictví nedokážeme představit. (1)

Cílem radiodiagnostiky je získávání obrazových informací lidského těla, za účelem stanovení diagnózy nebo prognózy nemoci. Radiodiagnostiku můžeme principiálně rozdělit na konvenční radiologii, intervenční radiologii a dále pak na výpočetní tomografii, magnetickou rezonanci a sonografii. Poslední dvě jmenované metody však k zobrazování nevyužívají IZ. Konvenční radiologie zahrnuje klasickou skiografii a skiaskopii. (2)

**Skiografie** znamená statické zobrazování částí těla. Používá se k posouzení kostí, jemných struktur a některých orgánů. Princip vzniku RTG obrazu lze vysvětlit velmi zjednodušeně takto: rentgenové záření, které vzniká na rentgence, prochází ve formě svazku záření vyšetřovanou oblastí, kde se absorbuje v závislosti na složení vyšetřované tkáně. Poté dopadá na záznamové zařízení, kde vzniká latentní obraz, který je dle použitého záznamového zařízení zvolenou metodou zviditelněn. Rozeznáváme klasickou filmovou rentgenografii, počítačovou rentgenografii – CR, a digitální rentgenografii – DR. V současné době se využívají všechny tři uvedené metody, filmová rentgenografie je však již na ústupu a trendem se stává digitální zobrazování. Přesto má filmová metoda stále své zastoupení. (2)

**Skiaskopie** je tzv. rentgenové prosvěcování neboli dynamické zobrazení RTG obrazu. Obraz je pomocí zesilovače televizního řetězce snímán a poté promítán na televizní obrazovku. Zde může lékař průběh vyšetření sledovat a následně trávícího

traktu. Při skiaskopie se často využívají kontrastní látky, které slouží ke zvýšení kontrastu mezi tkáněmi a tím k odlišení různých anatomických struktur. Kontrastních látek je v dnešní době velké množství, jejich použití vyžaduje zvláštní přípravu pacienta. (2)

**Intervenční metody** jsou metody, s jejichž pomocí lze nahradit, nebo usnadnit chirurgický výkon pod RTG kontrolou. Jedná se o invazivní zákroky, které můžeme dělit na vaskulární a nevaskulární. Vaskulární zákroky se provádí přímo na cévním systému nebo skrze něj. Jedná se především o katetrizační angiografii. Tato metoda slouží nejen pro zobrazení cévního řečiště, ale také k mnoha léčebným výkonům. Nevaskulární zákroky se provádí mimo cévní systém, jedná se nejčastěji o zákroky na gastrointestinálním traktu a drenáže abscesů. (3)

**Počítačová tomografie (CT)** je metoda, která využívá RTG paprsky k vytvoření tomografických snímků (plátků) v různých rovinách. Pacient je uložen na lůžko, které se posouvá dovnitř gantry (kruhu, často nazývaného tunel). V této gantry je uložena rentgenka, která se otáčí okolo pacienta. Záření, které vzniká na rentgence, prochází pacientem, kde se opět na základě odlišného složení tkání různě absorbuje a dopadá na systém detektorů. Stejně jako jiné metody i CT prošla od svého vzniku (r. 1972) prudkým vývojem. Dnes se jedná o hojně využívané vyšetření, používají se tedy jak obvyklejší přístroje, tak i ty nejmodernější, např. spirálové CT, multi-slice CT. Stejně tak se přistupuje k moderním metodám zpracování obrazu, jako je digitální geometrie zpracování, která vytváří tolik žádaný 3D obraz. Při CT vyšetření se také přistupuje k používání kontrastních látek. Podávají se převážně intravenózně (do žíly) a umožňují zobrazení cévního řečiště zvolené oblasti (angioCT). (2)

**Magnetická rezonance (MRI)** je jednou z nejnovějších zobrazovacích metod. S pomocí MRI lze získat řezy určité oblasti těla, tyto dále zpracovávat a vytvářet tak opět 3D obraz vyšetřované oblasti. MRI poskytuje nejlepší rozlišení měkkých tkání. Využívá se především pro zobrazování muskuloskeletálního systému, nebo v neuroradiologii. Princip této metody je velmi složitý. MR využívá velmi silné

magnetické pole a elektromagnetické vlnění s vysokou frekvencí. Nejedná se tedy o metodu, která by využívala ionizujícího záření. (2)

**Ultrasonografie (UZ)** je zobrazovací metoda, při které je do těla pacienta vysíláno ultrazvukové vlnění. Toto vlnění se v tkáních šíří různou rychlostí, říkáme, že tkáně mají různou akustickou impedanci. Na rozhraní dvou takto odlišných tkání se vytváří vhodné podmínky pro částečný odraz vlnění. Takto odražené vlnění se zpětně registruje a vytváří obraz. Stejně jako u předchozích zobrazovacích metod i UZ prochází vývojem ke stále kvalitnějšímu zobrazování. Dnes se využívá mimo jiné Dopplerovské ultrasonografie, která poskytuje informaci o rychlosti pohybu tkání, zejména krve. Ani UZ není pozadu co se 3D obrazu týká. Ultrazvuk nepoužívá IZ, je zde tedy velká výhoda bezpečnosti a zároveň dostupnosti. Metoda je proto mimo své obvyklé použití i bezpečnou zobrazovací metodou v porodnictví. (2)

### **2.1.1 Uspořádání pracoviště**

Pracoviště, na kterých se vykonávají radiační činnosti, se kromě pracovišť s nevýznamnými nebo typově schválenými drobnými zdroji IZ, kategorizují vzestupně podle ohrožení zdraví a životního prostředí ionizujícím zářením na pracoviště I., II., III., a IV. kategorie. (4)

Stavba, uspořádání a vybavení pracoviště musí být provedeny tak, aby byla zajištěna dostatečná radiační ochrana pracovníků a ostatních osob, ale také životního prostředí. V případě radiační nehody musí být umožněna co nejrychlejší a nejúčinnější dekontaminace osob i pracoviště. Projekty a způsobilost pracovišť pro ionizující záření schvalují pracovníci SÚJB. (5)

Prostorové řešení radiodiagnostického pracoviště, včetně rozměrů i klimatizačních podmínek je v kompetenci dozoru hygienické služby. SÚJB posuzuje provoz pracoviště a používání rentgenových zařízení zejména z hlediska radiační ochrany. Nevyjadřuje se k projektové dokumentaci, ale během povolovacího řízení provozu

rentgenového pracoviště je tímto úřadem posouzena předkládaná dokumentace, které musí obsahovat také „Průkaz o účinnosti stínění, izolačních a ochranných zařízení“. Průkaz dokládá měření účinnosti stínění nejen stavebních materiálů, ale zejména ochranných zástěn a závěsů na pracovních místech vyšetřujícího personálu. (6)

Důležitým dokumentem v oblasti ochrany před neúčinným (sekundárním) zářením je norma ČSN EN 60601-1-3 z roku 1997. Tato norma platí pro lékařská diagnostická rentgenová zařízení a jejich části. Norma stanoví všeobecné požadavky na ochranu před IZ, s cílem zajistit co nejnižší prakticky dosažitelné ozáření pacienta, obsluhy i ostatního personálu. Požadavky se mohou lišit pro různé typy RTG zařízení. Z hygienického hlediska jsou významné ty části normy, které se zabývají ochranou před působením nežádoucího záření, pokyny pro poskytování informací o úrovních neúčinného záření, které mají zejména význam pro ochranu obsluhy a stanovení bezpečných pracovních podmínek. (7)

Neméně významným dokumentem v oblasti bezpečnosti pracoviště je bezesporu vyhláška 307/2002 o radiační ochraně. Podle této vyhlášky je na rentgenových pracovištích nutné vymezit tzv. sledované a kontrolované pásmo. Sledované a kontrolované pásmo se vymezují tak, aby regulací pohybu osob, vytvořením ochranných bariér a případně i stavebními úpravami, režimem práce, rozsahem monitorování a dalšími opatřeními přiměřenými používaným zdrojům a způsobům nakládání s nimi bylo zajištěno, že se zdroji budou nakládat jen osoby k tomu dostatečně odborně i zdravotně způsobilé, poučené o možném riziku práce a náležitě vybavené a že důsledky případné radiační nehody zůstanou co nejvíce omezeny. Dále je v těchto obecných podmínkách bezpečného provozu uvedeno, že vliv provozu pracoviště na okolí se udržuje na co nejnižší rozumně dosažitelné úrovni nezbytné pro zajištění nepřekročení stanovených limitů a co možná nejvyšší ochrany obyvatelstva v okolí pracoviště. (8)

Z hlediska radiační ochrany je důležité zabezpečení nekontrolovaného vstupu do vyšetřovny RTG pracoviště, zajištění dostatečné vzdálenosti ovládní u pojízdných a



stomatologických RTG přístrojů a vymezení pracovních pásem a důsledné používání ochranných pomůcek. (8)

### **Radiodiagnostické pracoviště nemocnice Sušice**

Radiologické oddělení v Sušici má dvě hlavní pracoviště – rentgenové a ultrazvukové.

Na rentgenovém pracovišti jsou umístěny dva stacionární RTG komplety, jeden skiagrafický, druhý skiaskopický. Na těchto přístrojích se provádí sumační i tomografické snímky hrudníku (srdce, plíce), snímky kostí a kloubů, včetně speciálních projekcí. Dále se zde vykonávají kontrastní vyšetření trávicí trubice a močového traktu, gynekologická vyšetření, také se provádí kontrolní skiaskopie při zavádění kardiostimulátoru. Třetím přístrojem je rotograf, což je panoramatická jednotka určená k zobrazování v oboru stomatologie, vytvoření tzv. orotopantomogramu. Radiodiagnostické oddělení dále disponuje jedním pojízdným rentgenem, kterým se snímkuje na lůžkovém oddělení JIP v případě pacientů závislých na přístrojích zajišťujících životní funkce. Pro práci na operačním sále je toto pracoviště vybaveno C-ramenem, které slouží zejména pro kontrolu během kostních operací.

Na ultrazvukovém pracovišti vyšetřují lékaři na celotělovém UZ přístroji. Kromě standardního vyšetření břicha se provádí vyšetření měkkých tkání, prsu, štítné žlázy, dopplerovská vyšetření cévního systému, používá se také např. pro zakreslení vhodného místa vpichu pro punkce. (9)

#### **2.1.2 Přístrojové vybavení**

Podle zákona č. 18/1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření jsou lékařské rentgenové přístroje zařazeny jako generátory záření pro lékařské použití. Stejný zákon též uvádí, že k lékařskému ozáření používány pouze ty přístroje,

které vyhovují požadavkům na zdravotnické prostředky podle zákona č. 123/2000 o zdravotnických prostředcích. (10)

Podle vzestupného ohrožení zdraví a životního prostředí ionizujícím zářením se zdroje záření dělí na nevýznamné, drobné, jednoduché, významné a velmi významné zdroje IZ v souladu s ustanovením §4 vyhlášky č. 307/2002 o radiační ochraně. Na radiodiagnostických pracovištích se pracuje s jednoduchými a významným zdroji IZ. Mezi jednoduchá lze zařadit např. mamografické přístroje nebo zubní rentgeny, k významným zdrojům patří především stacionární skiagrafické, skiaskopické či angiografické systémy. (6, 11, 12)

Co se týká technických parametrů, každé rentgenové zařízení zahrnuje: zdroj vysokého napětí, rentgenový zářič (vlastní rentgenka v krytu), zařízení vymezující primární svazek (clony), u většiny zařízení také podložku pro pacienta (stůl), expoziční automat, sekundární clony, kazety s filmem (dnes jsou nahrazovány moderními vybaveními k získání digitálního obrazu), ovládací zařízení s ukazatelem vstupních hodnot, části skiaskopického řetězce (zesilovač, TV monitor), aj. (13)

V současné době musí být nová RTG zařízení, je-li to možné vybavena přidruženým zařízením a příslušenstvím, která poskytnou kvantitativní informaci o ozáření, jemuž je vystavena vyšetřovaná osoba. Také se nesmí používat skiaskopie bez zesilovače obrazu. (14)

Dosažení co nejvyšší kvality a co nejnižších dávek závisí na mnoha faktorech – na kvalitě rentgenů, na velikosti ohniska, na expozičních parametrech, na způsobu záznamu diagnostické informace – klasický filmový záznam či digitálně zpracovaný záznam, na citlivosti filmů a fólií, na vzdálenosti od ohniska rentgenky, na velikosti pole na používání sekundárních clon a samozřejmě na vyvolávacím procesu. RTG záření vzniká na rentgence a jeho spektrum je dáno materiálem anody, napětím a filtrací. (6)

Zlepšení kvality zobrazení, snížení radiační zátěže pacientů i personálu, včetně snížení nákladů na radiodiagnostická vyšetření jsou také hlavním cílem programu zajišťování kvality radiodiagnostických vyšetření vyvinuté Světovou zdravotnickou organizací (WHO 1982). Součástí tohoto programu jsou i různé druhy zkoušek. Jedná se o přejímací zkoušky, zkoušky dlouhodobé stability a zkoušky provozní stálosti. (6)

**Přejímací zkouška** se provádí po instalaci nového zařízení po jeho úpravách. Přejímací zkouška slouží k ověření funkčnosti zařízení, ověření kvality řídicích, ovládacích, bezpečnostních a signalizačních systému. Dále se ověřuje, že zařízení odpovídá českým technickým normám, nebo normám uvedeným v průvodní dokumentaci od výrobce či dovozce. Stanovují se dozimetrické veličiny a přesnosti těchto stanovení z hlediska účelu použití. Přejímací zkoušky mohou provádět pouze osoby s příslušným povolením SÚJB, řídit a vykonávat je mohou pouze fyzické osoby se zvláštní odbornou způsobilostí. Výsledky přejímací zkoušky se zaznamenávají do protokolu. Při přejímací zkoušce se stanoví rozsah a četnost měření a ověřování vlastností zdrojů IZ při předpokládaném způsobu použití v rámci zkoušek dlouhodobé stability a zkoušek provozní stálosti. (15)

**Zkouška dlouhodobé stability** se provádí nejméně v rozsahu stanoveném českými technickými normami ihned po přejímací zkoušce (nebo je přímo její součástí), dále pak při každém důvodném podezření na špatnou funkci zařízení, po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit vlastnosti či parametry ověřované při ZDS, v případě že zkoušky provozní stálosti signalizují, že charakteristické provozní vlastnosti a parametry zdroje IZ opakovaně vybočují pro daný účel použití z mezí stanovených v českých technických normách nebo v technické dokumentaci od výrobce. ZDS se musí provést nejpozději před uplynutím doby její platnosti. ZDS mohou provádět pouze osoby mající příslušné povolení SÚJB a řídit a vykonávat je mohou pouze fyzické osoby se zvláštní odbornou způsobilostí. Výsledky zkoušky se zaznamenávají do protokolu o této zkoušce. (16)

**Zkouška provozní stálosti** zahrnuje ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů v rozsahu stanoveném českými technickými normami, nebo v rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje záření. Rozsah této zkoušky je stanoven při přijímací zkoušce a při ZDS. ZPS se provádí v pravidelných intervalech stanovených při přijímací zkoušce, nebo na základě doporučení výrobce či dovozce. Provádí se vždy po údržbě nebo opravě, která by mohla mít vliv na zkoušené vlastnosti či parametry. ZPS provádí nebo zajišťuje ohlašovatel nebo držitel, který má zdroj IZ v držbě. Výsledky této zkoušky se rovněž zaznamenávají do protokolu. (17)

## 2.2 Ionizující záření

Ionizující záření je takové záření, jehož kvanta mají natolik vysokou energii, že jsou schopna vyrážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat. (18)

### 2.2.1 Interakce ionizujícího záření

Částice ionizujícího záření, které vstoupí do látky, mohou interagovat s elektronovým obalem atomu (iontu, molekuly), nebo s jeho jádrem. Druh takové interakce je závislý na druhu a kinetické energii ionizující částice, na vlastnosti látky, ve které k interakci dochází a na jejím složení. (19)

IZ dělíme na přímo a nepřímo ionizující.

**Přímo ionizující záření** tvoří elektricky nabitě částice. Jedná se např. o částice  $\alpha$ , částice  $\beta$ , protony, deuterony nebo těžší částice. Předání energie nabitě částice látce, kterou prochází, se děje především ionizací a excitací jejich atomů. K ionizaci dochází v případě, že energie předaná elektronu při interakci je větší než jeho vazbová energie v atomu. Orbitální elektron se vytrhne z atomového obalu a vytvoří se iontový pár. K excitaci dochází, pokud předaná energie není dostatečná a dojde pouze k přemístění elektronu na některou vyšší energetickou hladinu. Podél dráhy nabitě částice v látce tak

vzniká rada iontových párů a excitovaných atomů. Jedná se o primární procesy, které potom mohou vést i k hlubšímu zásahu do vnitřní struktury daného útvaru (rozbití chemických vazeb, biologické účinky IZ). (19)

**Nepřímo ionizující záření** tvoří částice bez elektrického náboje, které nezpůsobují ionizaci a excitaci podél své dráhy. Při interakci těchto částic s látkou dochází často k emisi sekundárních nabitých částic, které okolní prostředí ionizují stejně jako v případě vstupu přímo ionizujících částic. Nejvýznamnějšími zástupci nepřímo ionizujícího záření jsou fotony (RTG záření a záření  $\gamma$ ) a neutrony. (19)

Další možností je interakce částic ionizujícího záření s atomovými jádry, která může být obecně zprostředkována buď elektromagnetickými, nebo jadernými silami. Nejjednodušším typem této interakce je pružná srážka. Částice při ní předá část své kinetické energie jádru, ale celková kinetická energie soustavy je zachována. Při nepružné srážce se částí kinetické energie spotřebuje na excitaci jádra do vyššího energetického stavu, tím se změní kinetická energie soustavy. Vzbuzené jádro následně neexcituje emisí jednoho nebo několika fotonů. Třetí možností je jaderná reakce, při níž dojde k přeměně jádra a emituje se částice jiného druhu, než byla částice vstupující. (19)

Poslední možností interakce částic IZ s látkou je přeměna energie IZ na energii tepelnou. Částice působící ionizaci a excitaci předává takto v řadě postupných procesů svou energii jiným částicím. Je-li předaná energie dostatečně velká, může docházet k následné sekundární ionizaci a excitaci působené těmito částicemi. Pokud dostatečně velká není, projevuje se pak pouze ve zvýšení jejich kinetické energie. Tak se postupně kinetická energie částice pronikající látkou přemění na zvýšenou kinetickou energii celé řady částic, tj. na tepelnou energii. Výsledkem je vzrůst teploty ozařované látky. (19)

Mezi procesy interakce IZ s látkou lze zařadit energetické ztráty nabitých částic při průchodu látkou, interakce neutronů s látkou a interakce záření  $\gamma$  a X s látkou. Z hlediska tematiky, která je předmětem zájmu této diplomové práce se lze omezit pouze na interakce záření  $\gamma$  a X s látkou. (20, 21)

Záření  $\gamma$  a X má stejný charakter a je klasifikováno podle způsobu vzniku, nikoli podle energie či druhu částic. Záření  $\gamma$  je elektromagnetické záření vznikající při jaderných procesech. Jako záření X neboli rentgenové se označuje krátkovlnné elektromagnetické záření, doprovázející elektronové přechody a interakce, takže zahrnuje čárová spektra charakteristického záření, spojitá spektra brzdného záření a záření pocházející z anihilace párů elektron-positron. Interakce fotonů s látkou lze rozřadit do několika skupin. Mezi nejvýznamnější z nich patří fotoelektrický jev, Comptonův jev a tvorba párů elektron-positron. Co se týká účinků na látku, fotonové záření se uplatňuje pouze nepřímo, prostřednictvím nabitých částic (nejčastěji elektronů), které se uvolňují při jeho interakci s látkou. Složitější je také dozimetrické vyjádření účinků těchto druhů záření a proto bylo nutné zavést takové veličiny jako je kerma či expozice. (21)

*Fotoelektrický jev* (fotoefekt) je proces, při kterém foton záření předá veškerou svou energii elektronu vázanému v atomovém obalu. Energie fotonu se spotřebuje na uvolnění elektronu z atomového obalu a na kinetickou energii vyraženého fotoelektronu. Takto uvolněný fotoelektron se bude pohybovat a odrážet mezi atomy, ionizovat je, až se nakonec zabrzdí. Na prázdné místo v elektronovém obalu po tomto fotoelektronu přeskočí elektron z vyšší slupky el. obalu, přičemž energetický rozdíl vazbové energie na vyšší a nižší slupce se vyzáří ve formě kvanta elektromagnetického záření (fotonu) – vyzáří se **charakteristické rentgenové záření**. (Případně může dojít k předání energie některému elektronu na vyšší slupce, který se pak uvolní a vyzáří jako tzv. Augerův elektron). Fotoefekt nastává nejčastěji u záření  $\gamma$  s nižšími energiemi a v látkách s velkým protonovým číslem Z. (21)

*Comptonův jev* nastává, pokud foton záření  $\gamma$  reaguje s elektronem volným, nebo slabě vázaným, předá mu jen část své energie, odrazí se od něj a pokračuje ve svém pohybu ve změněném směru a s nižší energií. Platí zde zákon zachování energie a hybnosti. Elektron je při Comptonově rozptylu urychlen na příslušnou kinetickou energii a bude dále ionizovat. Pravděpodobnost (účinný průřez) Comptonova jevu roste s hustotou

elektronů terčového materiálu. Nejvíce se uplatňuje u záření  $\gamma$  středních a vyšších energií a v látkách s nízkým protonovým číslem  $Z$  (voda, tkáň). (21)

*Tvorba párů elektron-pozitron* je třetím nejdůležitějším procesem interakce fotonů s látkou. Pokud do látky vletí foton záření  $\gamma$  o dostatečně vysoké energii (více než 1,02 MeV), pak při svém průletu kolem atomového jádra se může foton  $\gamma$  pře měnit na dvojici částic elektron-pozitron. Z této dvojice zůstává v látce jako trvalá částice jen elektron. Pozitron po zabrzdění anihiluje s některým z dalších elektronů za vzniku dvou fotonů záření  $\gamma$  o energii 511 keV. Tento proces se nejvíce uplatňuje při vysokých energiích záření  $\gamma$  a u látek s vysokým protonovým číslem. (18)

### 2.2.2 Zdroje ionizujícího záření

Každý předmět, přístroj, látka nebo preparát, který emituje ionizující záření, se označuje jako zdroj ionizujícího záření či zkráceně zářič. Zářiče lze klasifikovat podle několika kritérií. Podle principu a mechanismu vzniku záření můžeme zářiče rozdělovat na:

**Elektronické zdroje záření:** v těchto zdrojích vzniká ionizující záření v důsledku elektromagnetické urychlování nabitých částic. Jedná se především o rentgenové trubice produkující brzdné záření a urychlovače částic.

**Radioaktivní zářiče:** v těchto zářičích vzniká ionizující záření jako důsledek radioaktivních přeměn jader. Mohou vznikat také při jaderných reakcích, štěpení a slučování jader. Zvláště mohutnými zdroji záření jsou jaderné reaktory.

**Záření vesmírného původu:** záření vzniká při bouřlivých a vysoce energetických procesech ve vesmíru – termionukleární reakce v nitru hvězd, výbuchy supernov, procesy v okolí černých děr, rázové vlny v ionizovaném plynu apod. (18)

Opět se z hlediska tématu diplomové práce zaměřím pouze na rentgenky a urychlovače nabitých částic. V urychlovačích nabitých částic jsou ionty nebo elektrony

urychlovány pomocí elektrického pole, přičemž se využívá buď svazku těchto nabitých částic, nebo sekundárních částic vznikajících při interakčních procesech na vhodných terčících. Rentgenka je nejjednodušším typem urychlovače. Princip rentgenky je poměrně jednoduchý. (6)

Rentgenka je speciální vakuová elektronka. Jedná se o klasickou diodu zapojenou v obvodu s vysokým napětím (20-200 kV). Žhavená katoda (nejčastěji wolframové vlákno) na teplotu 2000°C emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě. Zároveň jsou urychlovány silným elektrickým polem. Těsně před dopadem na anodu získá elektron vysokou rychlost. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, přičemž část kinetické energie se přemění na tvrdé elektromagnetické záření – záření X dvojího druhu. Jedná se o brzdné záření a charakteristické záření. Toto záření opouští anodu a „vylétá“ z rentgenky ven. Energie elektronů dopadajících na terčík je přímo úměrná napětí na rentgence. Proud elektronů závisí na materiálu, teplotě a ploše povrchu katody. Účinnost tohoto procesu je poměrně malá, pouze přibližně 1% se přemění na RTG záření, zbytek se přemění na teplo. Teplo z terčíku je odváděno nejčastěji měděným blokem, který zároveň slouží jako anoda. Jako materiál terčíku se používá nejčastěji wolfram, někdy molybden, nebo další kovy. Na použitém terčíku a na napětí na rentgence pak závisí detailní tvar spektra emitovaných fotonů. Kvůli odvodu tepla bývá u rentgenek s vyšším výkonem často rotující terčík, přičemž svazek elektronů dopadá na různá místa. Dále je velmi často použito chlazení – vodou, nebo olejem. (6, 22)

Jak již bylo uvedeno výše, na rentgence vznikají dva typy záření:

**Brzdné záření** – rychle letící elektrony jsou po dopadu na anodu brzděny a dochází ke změně jejich dráhy. Energie, kterou elektrony při průchodu terčem ztratí, se vyzáří ve formě tzv. brzdného rentgenova záření. Toto záření je charakteristické širokým, spojitým energetickým spektrem. Čím vyšší je energie, tedy rychlost elektronů, tím tvrdší záření vzniká. Energie brzdného rentgenova záření nezávisí na materiálu terče, ale pouze na rychlosti elektronů. Elektrony ale mohou být urychleny i dalším



způsobem. Tím jsou urychlovače částic, např. lineární urychlovače, betatron aj. Zde je ale dosahováno výrazně vyšších energií než u rentgenky. Energie záření se udává zpravidla v elektronvoltech (eV). **Brzdné záření má spojité spektrum.** Od energií blízkých nule až k maximální energii dané hodnotou anodového napětí. (23)

**Charakteristické záření** – jedná se o menší množství záření, které je vyzařováno současně se zářením brzdným. Jeho energie však není závislá na anodovém napětí, ale je dána materiálem anody. Charakteristické záření je charakteristické pro konkrétní prvek. Jeho energie je tím vyšší, čím vyšší je protonové číslo materiálu anody. Rychle letící elektron předá svou kinetickou energii elektronu vnitřní slupky atomového obalu materiálu anody, až dojde k jeho excitaci nebo ionizaci. Následný návrat do základního energetického stavu je spojen s vyzářením fotonu charakteristického rentgenova záření. (22, 24)

Urychlovače lze z hlediska účelu rozdělit do dvou skupin. Pro průmyslové nebo medicínské využití nejsou zapotřebí extrémně vysoké energie, ale je žádoucí dosáhnout co největšího toku částic. Naopak ve výzkumu ve fyzice částic vysokých energií je třeba dosáhnout co největší energie urychlených částic. Z hlediska praxe radiační ochrany je významnější spíše první skupina. (25)

### 2.2.3 Účinky ionizujícího záření

Biologické a lékařské poznatky o účincích ionizujícího záření jsou v současné době sice velmi rozsáhlé, ale dosud ne úplné. Jedná se především o klinické a experimentální pozorování a skupinové šetření. Pro stanovení principů a kritérií radiační ochrany a systému limitování dávek u pracujících a obyvatelstva je důležitá znalost právě biologických účinků. Stejně tak tvoří základ poskytování léčebné péče při poškození zářením a při poskytování první pomoci při nehodě na pracovišti. (26)

Jak již bylo popsáno výše, během působení záření dochází k ionizaci a excitaci a při tomto procesu je absorbována energie. Následuje řada dějů specifických pro živou

hmotu. Bylo zjištěno, že množství energie IZ, potřebné např. k usmrcení jedince, je neobyčejně malé v porovnání s jinými druhy energie a tento nesoulad byl jedním z podnětů k vypracování různých teorií o účincích záření na živou hmotu. Pokud se zaměříme na účinky záření na buňku, můžeme je rozdělit do dvou skupin:

**1. Smrt buňky neboli buněčná delecce.** Buňka může být usmrcena již v klidovém období. K tomuto účinku však dochází při relativně vysokých dávkách záření. Významnější v této oblasti je zánik vázaný na buněčné dělení. Poškození buňky se neprojeví ihned, ale buňka není schopna se dále dělit. Jedná se o tzv. mitotickou smrt buňky, kterou můžeme pozorovat již při menších dávkách záření, které nestačí na smrt v klidové fázi. Z toho lze odvodit, že letální účinek na buňky se nejsnáze projeví ve tkáních, pro které je typické rychlé buněčné dělení, např. krvetvorné orgány. (26)

**2. Změna tzv. cytogenetické informace.** V tomto případě hovoříme o změnách, které okamžitě narušují průběh buněčného dělení, o změnách v genetické informaci v jádře buňky. Záření vyvolá změny zvané mutace, které lze rozdělit na mutace gametické (odpovědné za genetické účinky záření) a mutace somatické (projevují se u nositele, v ozářené tkáni). Existují však i odlišná dělení mutací. (26)

Lidské tělo je tvořeno různými tkáněmi a orgány, které mají různou radiosenzitivitu (citlivost k ozáření). Proto se při stejné absorbované dávce projeví v různých tkáních rozdílné biologické účinky. Stejně tak i vnímavost orgánů a tkání k vyvolávání cytogenetického efektu je různá, čímž vzniká různá citlivost ke vzniku nádorů. Vedle těchto mechanismů, je ale výsledný účinek ionizujícího záření na buňky a tkáně závislý také na reparačních mechanismech. Nejdříve nastává časná reparace, při které dochází k obnově schopnosti dalšího dělení buňky. Poté dochází k reparaci sekundární, při které je postižená tkáň nahrazena funkčním pojivem. K popsaným reparačním mechanismům však může dojít pouze v případě, že se jedná o frakcionované ozáření. Účinky záření jsou jiné - menší pokud je dávka rozdělena do několika frakcí, nebo do delšího časového úseku než účinky stejně velké dávky obdržené jednorázově. Celkový účinek záření záleží také na prostorovém rozložení dávky. Naprosto odlišnou

biologickou reakci má lokální ozáření, při kterém jsou postiženy pouze určité tkáně. Pokud stíníme část těla, uchovává se určitá část kmenových buněk, ze kterých může vzejít regenerace tkáně. (26)

Z hlediska vztahu dávky a účinku rozlišujeme dva základní typy účinků:

**Stochastické účinky:** vyskytují se s určitou pravděpodobností, která je úměrná ozáření. Předpokládá se pro ně bezprahový, lineární vztah mezi dávkou a účinkem. Vyskytují se za poměrně dlouhý čas od ozáření. Důsledkem jsou různé formy rakoviny, která je indukována ozářením. Závislost těchto účinků na dávce má statistický charakter, proto pro ně bylo zavedeno označení stochastické (pravděpodobné, náhodné). S dávkou vzrůstá pro jednotlivce pravděpodobnost poškození. (26)

**Deterministické (nestochastické) účinky:** jsou spojeny s takovým zdravotním poškozením, které je charakterizováno určitou prahovou dávkou, přičemž při zvyšující se dávce se zvyšuje i závažnost poškození. Pod prahovou dávkou se účinky neprojeví. Tyto účinky se projeví na konkrétní ozářené osobě a mají charakteristický klinický obraz. Mezi deterministické účinky IZ patří zejména akutní nemoc z ozáření (ANO), nebo radiační dermatitida. (26, 27)

### 2.3 Radiační ochrana

Cílem radiační ochrany je vyloučit deterministické účinky a riziko stochastických účinků udržovat na rozumně přijatelné úrovni.

Radiační ochranou se rozumí soubor technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzických osob a k ochraně životního prostředí. Již krátce po objevení záření X W. C. Roentgenem a radioaktivity H. Becquerelem se začínají objevovat zdravotní komplikace způsobené zářením, zejména nárůst nádorových onemocnění u radiologů a kožní poškození u pracovníků se ZIZ i pacientů. Spolu s pokusy na zvířatech to vedlo k tomu, že do roku 1910 byly známy všechny typy poškození, s výjimkou genetického. Díky tomu přichází první doporučení k omezení ionizujícího záření. Již v roce 1934 vydala ICRP „1934 International Recommendations

for X-ray and Radium Protection“, která obsahuje první limity - cca 2 mGy/den. V tomto roce bohužel na rakovinu umírá 200 radiologů. Doporučení komise se stále zdokonalovala a aktualizovala. V současné době je původní vydání nahrazeno vydáním „ICPR publication 103“ z roku 2007. Komise zde uvádí tři základní principy radiační ochrany, kterými jsou: odůvodnění, optimalizace a limity ozáření. (28, 29)

V České republice se radiační ochranou zabývala dříve vyhláška MZ ČR č. 59/1972 Sb., o ochraně zdraví před ionizujícím zářením. V roce 1997 vychází zákon č. 18/1997 Sb., a navazující předpisy – tzv. „Atomový zákon“. Ten respektuje jak doporučení ICRP, tak i legislativu zemí EU.

### 2.3.1 Principy radiační ochrany

Radiační ochrana vychází ze současných poznatků o ionizujícím záření. V praxi je radiační ochrana dosahována pomocí těchto základních principů radiační ochrany:

**1. Zdůvodnění činnosti:** Každý kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnost vedoucí k ozáření nebo provádí zásahy k omezení přírodního ozáření a ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout.

Principy zdůvodnění v situacích týkajících se profesní expozice a expozice obyvatel se uplatňují dvěma odlišnými postupy. Záleží na tom, zda zdroje mohou být přímo pod kontrolou: První postoj je uplatňován při zavádění plánovaných situací, kde radiologická ochrana je plánována předem a kde nezbytná opatření mohou být provedena u zdroje. Druhý postoj se uplatňuje tam, kde expozice mohou být usměrňovány především opatřeními upravujícími expoziční cesty a nikoli přímým působením na zdroj. Příkladem jsou existující expoziční situace a nehodové situace. V obou uvedených případech je za posouzení zdůvodnění odpovědná vláda, nebo vládní

orgány. Musí být zajištěn celkový přínos pro společnost a tedy nikoli pro každého jednotlivce. (13, 14, 30)

Svá specifika má zdůvodnění lékařské expozice pacientů, kde je vyžadován odlišný a propracovanější přístup. Lékařské použití záření je činností (radiologickou praxí), která má být zdůvodněna stejně jako kterékoliv jiná plánovaná situace. Zdůvodnění však spočívá nejčastěji na odborné společnosti než na vládě. V lékařství rozeznáváme tři úrovně zdůvodnění:

1. použití záření je přijímáno jako prospěšné pro pacienta a jeho zdůvodnění se pokládá za prokázané;
2. konkrétní procedura se specifickým zaměřením je definována a zdůvodněna;
3. aplikace příslušné procedury individuálnímu pacientovi je zdůvodněna.

Základním cílem lékařských expozic je působit pacientovi více dobra než škody. Radiační újma z expozice radiologického personálu a jiným jedincům se přikládá vedlejší význam. V tomto případě je odpovědnost za zdůvodnění aplikace konkrétní procedury na příslušném ordinujícím lékaři. (13, 14, 30)

V § 60 vyhlášky č. 307/2002 Sb. se o odůvodnění lékařského ozáření uvádí:

Lékařské ozáření jednotlivých osob se odůvodňuje očekávaným individuálním zdravotním prospěchem pacienta. V případě preventivní péče, včetně vyhledávacích vyšetření, je lékařské ozáření možné uskutečnit pouze, pokud je zdůvodněno očekávaným přínosem pro jedince, u něhož bude nemoc odkryta, s uvažováním možnosti léčebného ovlivnění nemoci. V některých případech může být důvodem vyhledávacích vyšetření ochrana skupin obyvatelstva. (31)

Do procesu odůvodnění lékařského ozáření musí být v souladu s principy klinické odpovědnosti zapojen jak indikující lékař, tak aplikující odborník, kteří:

a) vždy vezmou v úvahu účinky, přínosy a rizika dostupných jiných metod, které vedou k témuž cíli, avšak nezahrnují ozáření ionizujícím zářením,

b) před každým použitím zdroje ionizujícího záření k lékařskému ozáření zjistí u pacienta předchozí významné aplikace radionuklidů a ionizujícího záření, které by mohly mít význam pro uvažované vyšetřování nebo léčbu; u žen v reprodukčním věku zjistí možnost těhotenství nebo kojení dítěte; tyto údaje zaznamenají do zdravotnické dokumentace pacienta,

c) u těhotných žen provedou vyšetření spojené s ozářením pouze v neodkladných případech nebo z důvodů porodnické indikace; přitom je nezbytné vždy zvlášť pozorně zvažovat nutnost získání požadované informace s pomocí použití zdrojů ionizujícího záření a volit jen takovou techniku, která zajistí maximální ochranu plodu; u kojících žen musí být při nukleárně–medicínském vyšetření věnována obdobná pozornost odůvodnění a posouzení jeho naléhavosti. (31)

Vyhláška dále uvádí, že ozáření, která nejsou spojena s přímým zdravotním přínosem pro osoby podstupující ozáření například v rámci ověřování nových poznatků, včetně používání metod, které dosud nebyly zavedeny v klinické praxi, vyžadují zvláštní odůvodnění a použití přiměřených technik tak, aby nebyly překročeny optimalizační meze. (31)

**2. Limitování ozáření:** Každý kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací ozáření z činností vedoucích k ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity. (32)

Omezování ozáření osob, které jsou vystaveny působení ionizujícího záření, je zajišťováno:

a) limity ozáření jako závaznými kvantitativními ukazateli pro celkové ozáření z radiačních činností, jejichž překročení není ve stanovených případech přípustné; limity ozáření se dělí na:

1. obecné limity,
2. limity pro radiační pracovníky a
3. limity pro učně a studenty,

b) odvozenými limity jako pomocnými kvantitativními ukazateli, vyjádřenými v měřitelných veličinách a sloužícími ve vybraných případech k prokazování, že limity pro radiační pracovníky nebyly překročeny,

c) autorizovanými limity jako závaznými kvantitativními ukazateli stanovenými, zpravidla jako výsledek optimalizace radiační ochrany, pro jednotlivou radiační činnost nebo jednotlivý zdroj ionizujícího záření Úřadem v příslušném povolení. (33)

Pro profesní ozáření se nepřekročení limitů ozáření považuje za dostatečně prokázané, nejsou-li překročeny níže uvedené stanovené odvozené limity. (33)

Pro radiační činnosti nebo zdroje ionizujícího záření, u nichž jsou v podmínkách povolení Úřadem stanoveny autorizované limity specificky pro danou činnost, nebo zdroj, se nepřekročení těchto autorizovaných limitů považuje za dostatečné k prokázání nepřekročení limitů ozáření. (33)

Do čerpání limitů ozáření se nezapočítává ozáření z přírodních zdrojů, kromě ozáření z těch přírodních zdrojů, které jsou vědomě a záměrně využívány, a kromě případů stanovených v § 91 vyhlášky 307/2002 o radiační ochraně. (33)

**Obecné limity** jsou:

a) pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření hodnota 1 mSv za kalendářní rok nebo za podmínek stanovených v povolení k provozu pracoviště III. nebo IV. kategorie výjimečně hodnota 5 mSv za dobu 5 za sebou jdoucích kalendářních roků,

b) pro ekvivalentní dávku v oční čočce hodnota 15 mSv za kalendářní rok,

c) pro průměrnou ekvivalentní dávku v 1 cm<sup>2</sup> kůže hodnota 50 mSv za kalendářní rok.

Obecné limity se vztahují na celkové ozáření ze všech radiačních činností, kromě:

- a) profesního ozáření,
- b) ozáření, kterému jsou vědomě, dobrovolně a po poučení o rizicích s tím spojených vystaveny osoby po dobu jejich specializované přípravy na výkon povolání se zdroji ionizujícího záření,
- c) lékařského ozáření,
- d) havarijního ozáření,
- e) havarijního ozáření zasahujících osob,
- f) zvláštních případů

Obecné limity se vztahují na průměrné vypočtené ozáření v kritické skupině obyvatel, a to pro všechny cesty ozáření ze všech zdrojů ionizujícího záření a všechny činnosti vedoucí k ozáření, které přicházejí v úvahu. (34)

**Limity pro radiační pracovníky jsou:**

- a) pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření hodnota 100 mSv za 5 za sebou jdoucích kalendářních roků,
- b) pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření hodnota 50 mSv za kalendářní rok,
- c) pro ekvivalentní dávku v oční čočce hodnota 150 mSv za kalendářní rok,
- d) pro průměrnou ekvivalentní dávku v 1 cm<sup>2</sup> kůže hodnota 500 mSv za kalendářní rok,



e) pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky hodnota 500 mSv za kalendářní rok.

Limity pro radiační pracovníky se vztahují na profesní ozáření, tj. na ozáření, kterému jsou vystaveni v přímém vztahu k vykonávané práci radiační pracovníci.

Limity pro radiační pracovníky se vztahují na součet dávek ze všech cest ozáření a při všech pracovních činnostech, které radiační pracovník vykonává u jednoho nebo souběžně u více držitelů povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření, nebo které vykonává také jako samostatný držitel povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření. (35)

**Limity pro učně a studenty** jsou od roku, v němž tyto osoby dovrší 16 let, do roku, v němž dovrší 18 let:

a) pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření hodnota 6 mSv za kalendářní rok,

b) pro ekvivalentní dávku v oční čočce hodnota 50 mSv za kalendářní rok,

c) pro průměrnou ekvivalentní dávku v 1 cm<sup>2</sup> kůže hodnota 150 mSv za kalendářní rok,

d) pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky hodnota 150 mSv za kalendářní rok.

Limity pro učně a studenty jsou pro osoby mladší, než je uvedeno výše, stejné jako limity obecné a pro osoby starší, než je uvedeno stejné jako limity pro radiační pracovníky.

Limity pro učně a studenty se vztahují na ozáření, kterému jsou vědomě, dobrovolně a po poučení o rizicích s tím spojených vystaveny osoby po dobu své specializované přípravy na výkon povolání se zdroji ionizujícího záření. (36)

**3. Optimalizace ochrany:** Princip ALARA (as low as resonably achievable). Každý kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnost vedoucí k ozáření nebo provádí zásahy k omezení přírodního ozáření a ozáření v důsledku radiačních nehod, je povinen dodržovat takovou úroveň jaderné bezpečnosti, radiační ochrany, fyzické ochrany a havarijní připravenosti, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek. (37)

Optimalizace radiační ochrany se provádí:

- a) před zahájením činnosti vedoucí k ozáření posouzením a porovnáním variant řešení radiační ochrany, které při zamýšlené činnosti přicházejí v úvahu, a posouzením nutných nákladů na příslušná ochranná opatření, posouzením kolektivních dávek a dávek u příslušných kritických skupin obyvatel,
- b) při vykonávání činnosti vedoucí k ozáření pravidelným rozborem obdržovaných dávek ve vztahu k prováděným úkonům, uvážením dalších možných opatření k zajištění radiační ochrany a porovnáním s obdobnými již provozovanými a přitom společensky přijatelnými činnostmi,
- c) před zahájením zásahu k odvrácení nebo snížení ozáření posouzením možných variant a volbou takové, která svým způsobem provedení, rozsahem a dobou trvání přinese co největší čistý přínos, při uskutečňování zásahu rozborem obdržovaných dávek ve vztahu k prováděným opatřením a uvážením změny zvolených opatření a postupů.
- d) při uskutečňování zásahu rozborem obdržovaných dávek ve vztahu k prováděným opatřením a uvážením změny zvolených opatření a postupů. (38)

V rámci optimalizace radiační ochrany mají být všechna ozáření plánována a udržována na co nejnižší rozumně dosažitelné úrovni se zohledněním hospodářských a společenských faktorů. Varianty radiační ochrany posuzované v rámci optimalizace radiační ochrany nesmí vést k ozáření, které by převyšovalo limity ozáření nebo optimalizační meze, pokud jsou pro daný případ stanoveny. Při stanovování

optimalizačních mezí pro jednotlivou činnost vedoucí k ozáření nebo jednotlivý zdroj ionizujícího záření Úřad zohlední dosavadní zkušenosti s podobnými činnostmi a zdroji tak, aby úroveň radiační ochrany nebyla nižší, než bylo již dosaženo v praxi, a uváže také možný vliv jiných činností a zdrojů tak, aby celkově nehrozilo překročení limitů ozáření. (38)

Při optimalizaci radiační ochrany se zpravidla porovnávají náklady na různá opatření ke zvýšení radiační ochrany, jako je přemístění osob nebo vybudování dodatečných bariér, s finančním ohodnocením očekávaného snížení ozáření (dále jen "přínos opatření"). Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za prokázanou a opatření nemusí být provedeno, pokud by náklady byly vyšší než přínos opatření a nevyžaduje-li provedení opatření zvláštní společenské podmínky. Přínos opatření se při tomto postupu vyčíslí tak, že snížení kolektivní efektivní dávky u posuzované skupiny osob se násobí součinitelem

- a) 0,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce nepřesáhne jednu desetinu příslušných limitů ozáření,
- b) 1 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne jednu desetinu, ale nikoliv tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- c) 2,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- d) 1 mil. Kč/Sv pro lékařské ozáření,
- e) 0,5 mil. Kč/Sv pro ozáření z přírodních zdrojů ionizujícího záření, které nejsou záměrně využívány,
- f) 2,5 mil. Kč/Sv pro havarijní ozáření. (38)

Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za dostatečně prokázanou také v těch případech, kdy z dané radiační činnosti ani za předvídatelných odchylek od běžného provozu roční efektivní dávka u žádného z radiačních pracovníků

nepřekročí 1 mSv a roční efektivní dávka u žádné jiné osoby nepřekročí 50 mikroSv a pro pracoviště IV. kategorie kolektivní efektivní dávka nepřekročí 1 Sv. V takových případech není třeba optimalizaci radiační ochrany provádět výše uvedenými postupy.

Optimalizační mezí pro provoz jaderně energetických zařízení je kolektivní efektivní dávka 4 Sv za kalendářní rok na každý instalovaný GW výkonu vztažená na ozáření všech radiačních pracovníků, pro které je podle programu monitorování prováděno osobní monitorování. (38)

Optimalizace radiační ochrany metodou analýzy nákladů a přínosů (metodu lze použít při optimalizaci radiační ochrany, pokud jsou k dispozici potřebné údaje o plánovaných nákladech a přínosech). Ochrana je optimalizována, pokud celkové náklady pro společnost (X+Y) jsou minimální, tj. pro kolektivní efektivní dávku  $E_{S, opt}$ .

Čistý společenský přínos činnosti spojené s ozářením lze vyjádřit

$$B = V - (P + X + Y)$$

V = hrubý společenský přínos

P = náklady na činnost (V a P nejsou, na rozdíl od X a Y, funkcí kolektivní efektivní dávky).

Optimalizovaná kolektivní efektivní dávka  $E_{S, opt}$  je pak nalezena z podmínky, že pro  $E_{S, opt}$  musí platit

$$(dX/dS) + (dY/dS) = 0 \quad (31)$$

**Analýza nákladů a přínosů** jako součást analýzy efektivnosti nákladů je starší technika, která byla první technikou zavedenou IRCP do kontextu optimalizace. Tato technika je zaměřena na souhrnné měření nákladů a přínosů spojených s variantami, jejichž cílem je nalézt variantu s minimálními celkovými náklady. To lze provést buď analýzou celkových nákladů, nebo rozdílovou analýzou. Jedná se pouze o odlišné matematické metody, jejichž výsledek je stejný. (39)

V prvních publikacích ICRP byla odvozena jednoduchá formulace analýzy nákladů a přínosů. Jediné faktory, které byly považovány za přímo relevantní pro optimalizaci, byly finanční náklady na realizaci ochranných opatření a náklady související s úrovněmi kolektivní dávky. Za těchto okolností může být provedena jednoduchá analýza nákladů a přínosů transformací kolektivní dávky na finanční hodnotu pomocí referenční hodnoty jednotkové kolektivní dávky, obvykle označené jako alfa hodnota. (39)

Analýza pak pokračuje přidáním nákladů na radiační ochranu  $X$  a odvozené náklady škod  $Y$  ( $= \alpha S$ ) s cílem získat celkové náklady  $X + Y$ . Externě stanovené kritérium potřebné k získání výpočtů částek je hodnota jednotky kolektivní dávky,  $\alpha$ . Celkové náklady pro každou alternativu reprezentují výpočet přínosů a analytické řešení odpovídá možnosti, která minimalizuje celkové náklady. (39)

Přestože se toto analytické řešení se zabývá pouze dvěma faktory, a to náklady a kolektivní dávkou, tak od analytického řešení až k doporučení optimální volby pro kvalitativní analýzu musí být posuzovány ještě další faktory. (39)

Technika analýzy nákladů a přínosů popsaná výše je přísně omezena na kvantitativní srovnání mezi náklady na ochranu a kolektivní dávkou. Nicméně, rámec analýzy nákladů a přínosů lze v zásadě rozšířit. Pak hovoříme o **rozšířené analýze nákladů a přínosů**. Jedním z možných rozšíření je pokrýt jednotlivé dávkové distribuce. Jeden z radiologických ochranných faktorů považuje za důležité, zda jednotlivé dávky jsou vysoké nebo nízké. To lze vyjádřit jako rozdíl mezi kolektivní dávkou vyplývající z velkého počtu nízkých individuálních dávek a stejnou kolektivní dávkou obdrženou menší populací z vyšších dávek. Jeden způsob začlenění tohoto úsudku je pozměnit hodnoty přiřazené jednotce kolektivní dávky přidáním dalšího externího kritéria do nákladů škod. Tato nová složka nákladů škod byla vyjádřena ICRP jako hodnota beta. Výše škod  $Y$  je pak definována jako:

$$Y = \alpha S + \beta_j S_j$$

kde:

$\beta_j$  je doplňková hodnota přiřazená k jednotce kolektivní dávky,

$S_j$  je funkce na úrovni individuální dávky pro skupinu příslušných zaměstnanců

Použitím tohoto vzorce je možné posoudit náklady škod jako součet hodnoty alfa, kolektivní dávky a hodnoty beta a jednotlivé dávkové distribuce jsou vzaty v úvahu. Zahrnutím jednotlivé distribuce dávky vede ke zvýšení nákladů škod  $Y$  a upraví celkové náklady pro každou variantu. Přestože další relevantní faktory mohou být z kvantitativní analýzy stále vynechány, pro potřebu kvalitativní analýzy je potřeba je zařadit. (39)

**4. Zajištění bezpečnosti zdrojů:** Bezpečnostní kultura musí usměrňovat přístupy a chování při používání zdrojů. Ochrana a bezpečnost zdrojů má být zajištěna řádným řízením, dobrou technikou, systémem zabezpečení jakosti a výcvikem a vzděláváním personálu. (37)

První tři principy radiační ochrany jsou zakotveny již v publikaci ICRP č. 26 z roku 1977. Požadavek zajištění bezpečnosti zdrojů IZ zahrnuje mezi principy radiační ochrany dokument: „Základní bezpečnostní standard BSS“ (IAEA - 1996). Princip ALARA byl v roce 1980 přijat do IBSS (International basic safety standard) a byl základním kamenem radiační ochrany. (40)

### **2.3.2 Radiační ochrana na radiodiagnostickém pracovišti**

Bezpečnost zdrojů na pracovišti se zdroji IZ a radiační ochrana pracovníků se dle Vyhlášky zajišťuje mimo jiné vymezením sledovaných a kontrolovaných pásem. Toto se vymezuje tak, aby regulací pohybu osob, vytvořením ochranných bariér a případně i stavebními úpravami, režimem práce, rozsahem monitorování a dalšími opatřeními přiměřenými používaným zdrojům a způsobům nakládání s nimi bylo zajištěno, že se zdroji budou nakládat jen osoby k tomu dostatečně odborně i zdravotně

způsobilé, poučené o možném riziku práce a náležitě vybavené a že důsledky případné radiační nehody zůstanou co nejvíce omezeny. (41)

Na radiodiagnostickém pracovišti řeší radiační ochrana ochranu před zevním ozářením, tj. ozářením osoby ionizujícím zářením zdroji IZ, které se nacházejí mimo tuto osobu. Jedná se o velmi důležitou expoziční cestu, která se na celkové efektivní dávce obyvatel podílí přibližně jednou polovinou. (40)

Zásadními způsoby ochrany redukující zevní ozářením jsou principy ochrany vzdáleností, časem a stíněním a jejich vzájemná kombinace.

**Vzdálenost** (u bodových zdrojů ionizujícího záření): snižování příkonových veličin je přímo úměrné čtverci vzdálenosti. V praxi ochrana vzdáleností představuje velmi účinný nástroj ochrany.

**Čas:** účinky ozářením jsou úměrné dávce, radiační pole je charakterizováno příkonovými veličinami – násobek redukce času expozice je proto roven i násobku redukce dávky.

**Stínění:** při návrhu stínění se nejprve provádí výpočty a měření radiačního pole bez stínění. Poté se stanoví taková hodnota dané veličiny, která má být stíněním v daném prostoru dosažena. Poměr těchto hodnot se nazývá koeficient zeslabení. Ochrana stíněním zahrnuje mimo jiné také nošení ochranné zástěry, především při lékařských aplikacích. Dozimetr se přitom nosí na referenčním místě **na zástěře**. Při hodnocení údajů z osobních dozimetrů je třeba uvážit, že údaj z dozimetru je zlomkem efektivní dávky pro jedince krytého zástěrou. (40)

Důležitým faktorem radiační ochrany je optimalizace expozice, kterou ovlivňuje radiologický asistent. Zejména se jedná o volbu optimálních podmínek expozice, aby dávka byla co nejnižší bez ztráty nezbytné klinické informace. Mezi nejvýznamnější technické prostředky k omezení radiační zátěže je vymezení svazku záření na co nejmenší pole, které je ještě v souladu s oblastí zájmu. Dalším důležitým faktorem ovlivňujícím dávku je kvalita záření daná celkovou filtrací a anodovým napětím. Aby byla expozice pacienta co nejnižší, musí být anodové napětí co nejvyšší, ale v souladu

s odpovídajícím kontrastem zobrazení. Výrazného snížení dávky lze též dosáhnout použitím citlivějších zesilujících folií. Při skiaskopických vyšetřeních je radiační zátěž nejvíce ovlivněna kvalitou zesilovače obrazu. (6)

## **2.4 Program monitorování**

Program monitorování má dle rozsahu a způsobu nakládání se ZIZ, nebo s radioaktivními odpady čtyři části: monitorování pracoviště, osobní monitorování, monitorování výpustí a monitorování okolí. Program musí zahrnovat monitorování pro běžný provoz, pro předvídatelné odchylky od běžného provozu i pro případy radiačních nehod a havárií. Zejména pak obsahuje: (30, 42)

- a) vymezení veličin, které budou monitorovány,
- b) návody na vyhodnocování výsledků měření,
- c) hodnoty referenčních úrovní a přehled příslušných opatření při jejich překročení,
- d) specifikaci metod měření, způsob, rozsah a frekvence měření,
- e) specifikaci používaných typů měřicích přístrojů a pomůcek a jejich parametrů.

Program monitorování musí být navržen takovým způsobem a v takovém rozsahu, aby za provozu pracoviště umožňoval ověřovat požadavky limitování ozáření, prokazovat optimalizaci radiační ochrany, a zajišťovat další požadavky na bezpečný provoz pracovišť, především včasné zjištění odchylek od běžného provozu. (42)

Monitorování se podle typu praxe navrhuje a zavádí jako:

- a) soustavné, nepřetržité (kontinuální) - je spojeno s danou praxí, musí potvrzovat, že dané pracovní podmínky zůstávají bezpečné, v souladu s požadavky povolení,



- b) pravidelné (periodické) - v určených lhůtách se opakuje a jeho cílem je rovněž, potvrzovat, že dané pracovní podmínky zůstávají bezpečné, v souladu s požadavky povolení,
- c) operativní – prováděné při určité činnosti s cílem zhodnotit a zajistit přijatelnost této činnosti z hlediska systému limitování a podmínek povolení. (42)

Pokud se změní uspořádání pracoviště, zdroje ionizujícího záření, způsob a podmínky nakládání s nimi nebo monitorovací metody, musí se program monitorování aktualizovat. Program monitorování je dokumentací, která je schvalována ze strany Úřadu, proto se musí každá zásadní změna Úřadu oznámit. (42)

Na pracovištích, kde se na základě podmínek povolené praxe stanovených dozorným orgánem v kontrolovaném pásmu nesleduje individuální ozáření pracovníků, musí držitel povolení zabezpečit monitorování pracovního prostředí, které umožní hodnocení individuálního ozáření a zaručí včasné zjištění radiační nehody. Na pracovištích, kde může dojít k vnitřnímu ozáření pracovníků, musí být zajištěno sledování vnitřní i povrchové kontaminace pracovníků v rozsahu stanoveném v monitorovacím plánu pracoviště. (42)

#### **2.4.1 Referenční úrovně osobního monitorování**

V programu monitorování se vymezují referenční úrovně, což jsou hodnoty nebo kritéria rozhodné pro určité předem stanovené postupy nebo opatření. Referenční úrovně se zpravidla odvozují od stanovených limitů pro radiační pracovníky a pro jejich stanovení se jako limit uvažuje hodnota 20 mSv/rok.

Referenční úrovně, při jejichž překročení je třeba údaj zaznamenávat a evidovat, se označují jako **záznamové úrovně**. Záznamové úrovně oddělují hodnoty zasluhující pozornost od hodnot bezvýznamných. Záznamové úrovně se zpravidla stanovují jako odpovídající jedné desetině limitů a metody monitorování se volí tak, aby nejmenší

detekovatelná hodnota měřené veličiny radiační ochrany byla menší než takto stanovená záznamová úroveň.

Referenční úrovně, jejichž překročení je podnětem k následnému šetření o příčinách a možných důsledcích zjištěného výkyvu sledované veličiny radiační ochrany, se označují jako **vyšetřovací úrovně**. Vyšetřovací úrovně se zpravidla stanovují jako odpovídající třem desetinám limitů ozáření nebo jako horní mez obvykle se vyskytujících hodnot.

Referenční úrovně, jejichž překročení je podnětem k zahájení nebo zavedení opatření ke změně zjištěného výkyvu sledované veličiny radiační ochrany, se označují jako **zásahové úrovně**. U zásahových úrovní vymezených v programu monitorování se uvádí také přesně, o jaký zásah se jedná a jakým postupem se o něm rozhoduje. Pro jednotlivou měřenou veličinu nebo parametr může být stanoveno i několik na sebe navazujících zásahových úrovní, odpovídajících navazujícím zásahům postupně významnějším podle toho, jak roste význam zjištěného výkyvu sledované veličiny. (30, 42, 43)

Referenční úrovně mohou být pro sledování hodnot v průběhu roku stanoveny ve veličině osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  a  $H_p(0.07)$ . Pokud dojde k jejich překročení, je nutné provést přepočítání na efektivní dávku, která je vždy (v závislosti na energii a typu záření) nižší než  $H_p(10)$ . CSOD např. provádí výpočet efektivní dávky v průběhu kalendářního roku pro hodnoty  $H_p(10)$  vyšší než 1,25 mSv. Roční dávka u pracovníka je hodnocena jako efektivní dávka (důvodem pro stanovení efektivní dávky až pro roční období je snaha o co největší snížení chyby stanovené hodnoty), proto referenční úrovně pro sledování ročních dávek a stejně tak pětiletých jsou stanovovány také pro efektivní dávku. Hodnota efektivní dávky 20 mSv je stanovena v § 84 vyhlášky 307/2002 jako hodnota oznamovaná Úřadu. (28, 42, 43)

### 2.4.2 Kategorizace radiačních pracovníků

Každá osoba vystavená profesnímu ozáření je radiačním pracovníkem. Pro účely monitorování a lékařského dohledu se radiační pracovníci podle ohrožení zdraví ionizujícím zářením zařazují do kategorie A nebo B na základě očekávaného ozáření za běžného provozu včetně předvídatelných poruch a odchylek od běžného provozu s výjimkou ozáření v důsledku radiační nehody nebo havárie. (44)

Do kategorie A jsou zařazeni radiační pracovníci, kteří by mohli podle Vyhlášky obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně nebo ekvivalentní dávku vyšší než tři desetiny limitu ozáření pro oční čočku, kůži a končetiny. Ostatní radiační pracovníci jsou zařazeni do kategorie B. (44)

U pracovníků kategorie A je dle § 24 vyhlášky 307/2002 o radiační ochraně nutno zajistit:

- a) vybavení osobními dozimetry, pravidelné výměny a vyhodnocování osobních dozimetrů, a to podle Úřadem schváleného programu monitorování,
- b) okamžité výměny a vyhodnocení osobních dozimetrů v případě podezření nebo vzniku radiační nehody,
- c) seznamování pracovníků s výsledky vyhodnocení dávek z jejich osobních dozimetrů,
- d) lékařský dohled. (43)

Zaměstnavatel musí zajistit, aby radiační pracovníci měli na požádání přístup k výsledkům svého osobního monitorování a výsledkům měření, na jejichž základě byly odhadnuty dávky, nebo k odhadům jejich dávek provedených na základě monitorování pracoviště. Tyto výsledky nesmí být zveřejňovány a seznámení pracovníků s nimi musí probíhat v souladu se zákonem o ochraně osobních údajů. (42)

### 2.4.3 Osobní monitorování

Osobní monitorování slouží k určení osobních dávek. Provádí se sledováním, měřením a hodnocením individuálního zevního i vnitřního ozáření jednotlivých osob zpravidla osobními dozimetry. (42)

Monitorování **zevního ozáření** osobními dozimetry se zajišťuje pro všechny pracovníky kategorie A, dále pro osoby zasahující při radiačních nehodách nebo při živelných pohromách (podle vnitřního havarijního plánu na pracovišti), pokud není stanoveno jinak v podmínkách povolení nebo schváleném programu monitorování. V souladu s mezinárodními doporučeními je pro pracovníky kategorie A stanoven jednotně jednoměsíční monitorovací interval. Z toho vyplývá, že pracovníkům kategorie A se vyhodnocuje osobní dozimetr vždy 1x za měsíc. Tato doba je nazývána jako kontrolní období. Díky tomu je v případě překročení stanovených referenčních úrovní zajištěna možnost včasného vyšetření události, odstranění nebo napravení zjištěných nedostatků. Předpokládá se, že pracovníci jsou správně kategorizováni a rozsah vymezení kontrolovaného pásma je zdůvodněn. Problémem jsou pracoviště zdravotnických zařízení, kde ostatní personál vykonává činnosti u zdroje IZ pouze výjimečně či nepravidelně (jedná se např. o operační sály). Zde je obtížné vymezit kontrolované pásmo, přesto se doporučuje zařadit pracovníky do kategorie A. (42)

Osobní monitorování těchto pracovníků pak záleží na konkrétních podmínkách daného pracoviště, ale vždy je nutné, aby každý takový pracovník měl svůj osobní dozimetr a aby nějaký způsob monitorování byl zajištěn. (42)

Důležité je umístění osobního dozimetru. Ten musí být nošen na referenčním místě, kterým je přední levá strana hrudníku. Pokud pracovník použije ochrannou stínící zástěru, dozimetr musí být umístěn na zástěře. Efektivní dávka se pak v případě překročení stanovené referenční úrovně uvedené v programu monitorování koriguje na hodnotu odpovídající zeslabení ochrannou zástěrou. Pro nejčastěji používané ochranné zástěry lze orientačně uvést následující korekce hodnot měřených na těchto zástěrách:

při použití zástěry s ekvivalentem 0.25 mm Pb asi 3 - 4 x nižší

při použití zástěry s ekvivalentem 0.35 mm Pb asi 4 –5 x nižší

Tento přepočítání platí za předpokladu, že efektivní energie záření je v rozsahu 30 – 60 keV. Přepočítání provádí dohlížející osoba nebo lze přepočítání provést ve spolupráci s oprávněnou dozimetrickou službou. Pro přesnější hodnocení osobní efektivní dávky je Úřad oprávněn vyžadovat u pracovníků, kteří používají ochrannou zástěru a jejich hodnoty dávek měřené na zástěře jsou opakovaně vyšší než 20 mSv použití dvou osobních dozimetrů, přičemž jeden je nošen na zástěře a druhý pod zástěrou. (42)

Pracovník může být dodatečně vybaven dalším dozimetrem v případě, že dozimetr umístěný na referenčním místě nedovoluje odhad efektivní dávky a ekvivalentní dávky v orgánech a tkáních, pro které jsou stanoveny limity. Doplňující dozimetr svými vlastnostmi či umístěním takový odhad umožní. Podobně je tomu v situaci, kdy se na daném pracovišti používají takové druhy záření, který dozimetr neměří. Týká se to např. možnosti výskytu rychlých neutronů, které nezaregistruje ani filmový ani termoluminiscenční dozimetr. (42)

Pro pracovníky kategorie B není pravidelné osobní monitorování požadováno, ale je doporučeno. Skupinu pracovníků kategorie B, kteří vykonávají na jednom pracovišti stejnou činnost, za stejných podmínek je vhodné vybavit osobním dozimetrem. Dostačující je vybavení pouze některých z těchto pracovníků. Z výsledků vyhodnocení těchto dozimetrů je možné oprávněně zařadit celou skupinu těchto pracovníků do kategorie B. Stejně tak není nutné, aby byli tito pracovníci vybaveni diskriminačními dozimetry, které umožňují odhadovat i energii záření. Dostačující je v tomto případě jednoduchý termoluminiscenční dozimetr, který může být eventuelně doplněn ještě prstovým TLD. Dozimetry je dostačující vyhodnocovat v tříměsíčním intervalu. (42)

Na pracovištích, kde může dojít k **vnitřnímu ozáření** pracovníků, se příjmy radionuklidů, popřípadě úvazky efektivní dávky od vnitřního ozáření jednotlivých

pracovníků zjišťují nejčastěji měřením aktivity radionuklidů v těle pracovníka nebo v jeho exkretách. Přepočty na jejich příjem se provádí pomocí modelů (např. model dýchacího traktu či zažívacího traktu). Měření aktivity radionuklidů v těle pracovníka nebo v jeho exkretách je požadováno při práci s otevřenými radionuklidovými zříci na pracovištích IV. kategorie vždy a na pracovištích III. kategorie, pokud je to stanoveno v programu monitorování. (42)

V případě, že lze na pracovišti předpokládat radiační nehodu při ztrátě kontroly nad zdrojem ionizujícího záření jsou radiační pracovníci vybaveni ještě tzv. **operativními dozimetry**, které mohou signalizovat překročení nastavené úrovně. Pokud je navíc možné že zdroj IZ způsobí jednorázovým ozářením překročení pětinašobku limitů pro radiační pracovníky, musí monitorování mimo jiné umožňovat stanovení dávek a jejich distribuci v těle pracovníků a rekonstrukci nehody. Operativními osobními dozimetry musí být vybaveni též pracovníci všude tam, kde může příkon dávkového ekvivalentu překročit 1 mSv/h. (42)

Podle výše uvedených požadavků musí být vybaveny všechny osoby vstupující do kontrolovaného pásma, s výjimkou osob, které do tohoto pásma vstupují na zdravotnickém pracovišti za účelem léčby či vyšetření pomocí zdrojů ionizujícího záření. (42)

## 2.5 Dozimetrie

Během našeho života nás běžně obklopují zdroje tzv. ionizujícího záření, které jsou převážně přírodního původu (uran, radon, kosmické záření aj.). Výjimkou ale nejsou ani průmyslové zdroje ionizujícího záření, které se používají především v medicíně, energetice, některých průmyslových aplikacích, výzkumu a ošetření památek a nesmíme opomenout ani možnosti vojenského použití.

Dozimetrie se již více než sto let zabývá především studováním vlastností ionizujícího záření, jeho monitorováním a usměrňováním rizik pro obyvatelstvo i

pracovníky se zářením. Ionizující záření vstupuje do okolí ze zdroje a vytváří pole. Interaguje s prostředím a může tedy interagovat i s lidským organismem. (45, 46)

Pro dozimetrii jsou důležité zejména tyto oblasti:

#### **a) zdroje ionizujícího záření**

Zdroje IZ dělíme podle tvaru na bodové, lineární, plošné a objemové. Na této geometrii, ale také na rozměrech zdroje, jeho hmotnosti a na parametrech radionuklidů ve zdroji (např. aktivita, poločas, typ a energie záření) závisí množství záření, které je zdrojem emitováno. Část záření se dostává do okolí, část záření může být absorbována ve vlastním zdroji, pak mluvíme o samoabsorpci ve zdroji. Během této samoabsorpce se snižuje počet částic alfa, beta nebo fotonů či neutronů. Zároveň se ale také může změnit typ, energie a směr tohoto záření. Záření, které ze zdroje vystupuje, vytváří ve svém okolí tzv. pole ionizujícího záření. (46)

#### **b) pole ionizujícího záření**

Tvar a charakteristika tohoto pole jsou důležité pro objekty, které se v tomto poli vyskytují, ať je to vzduch nebo jiné subjekty interagující s ionizujícím zářením. Základní veličinou pole je emise (tok) částic nebo energie, což lze považovat za celkové množství částic nebo energie, které se dostane ze zdroje za jednotku času. Důležité jsou rovněž parametry popisující rozložení pole záření v prostoru. Pokud uvážíme, že záření se šíří všemi směry, pole IZ se vztahuje k nekonečně malému objemu kulového tvaru. Definují se takové veličiny, jako je fluence, hustota toku, radiance apod. Pole se uvažují buď ve vakuu, nebo v reálném prostředí, kde dochází k interakci ionizujícího záření s hmotou. (46)

#### **c) interakce záření s hmotou**

Interakce můžeme chápat jako jeden celek, přičemž nerozlišujeme, ke kterému procesu dochází, nebo můžeme rozlišit jednotlivé typy interakce dané částice ionizujícího záření s daným materiálem samostatně. Interakci lze obecně definovat jako

pravděpodobnost jakékoliv reakce částice s hmotou. Tato interakce je tím silnější, čím větší je podíl pravděpodobnosti na jednu částici ionizujícího záření a na jednu částičku hmoty (tj. atom nebo jádro). V konečném důsledku je tedy efekt tím větší, čím větší je hustota částic záření, nebo hustota částiček hmoty, nebo obojí. (46)

#### **d) interakce záření s živou hmotou**

Co se týká interakce záření s živou hmotou, nejdůležitější je v tomto případě interakce s lidským organizmem. Tímto odvětvím se zabývá osobní dozimetrie (především pro pracovníky se zdroji ionizujícího záření), nebo radiační kontrola okolí zdroje (zejména pro obyvatelstvo), anebo klinická dozimetrie (ochrana pacientů i zdravotnického personálu při lékařských použitích ionizujícího záření). Nejlepší ochranou před IZ je nevystavit se zvýšenému poli ionizujícího záření. V praxi to ale často není možné a proto je potřeba se bránit aktivně, tj. snížením toku ionizujícího záření a jeho energie přímo u zdroje (v radiodiagnostice např. snížením napětí a proudu na rentgence), nebo pasivně výše popsanými: časem, vzdáleností a stíněním. Tuto obranu lze podpořit výpočty nebo lepším měřením dávek a energií ionizujícího záření. (46)

### **2.5.1 Osobní dozimetrie**

Osobní dozimetrie je poměrně mladý, multidisciplinární vědní obor, který spolupracuje s oborem fyziky, chemie, biologie, elektroniky aj. Historie sahá až na počátek rozvoje měřicích metod v prostředí ionizujícího záření tj. ve 20. letech 20. století. Nejstarší metodou osobní dozimetrie bylo měření pomocí ionizace v plynu. Z počátku to byla ionizace ve vzduchu, posléze i dalších plynů, včetně inertních. Vývoj postupoval zejména s přibývajícím počtem osob pracujících se zdroji ionizujícího záření a také s rozvojem jaderné energetiky. Ionizační komůrky byly postupně nahrazeny dozimetry filmovými, termoluminiscenčními a později i dozimetry elektronickými. Vznikla také potřeba stanovit hodnoty vnitřního ozáření (vnitřní kontaminace) pro



osoby přicházející do styku s radionuklidy. Dnes si již práci se zdroji ionizujícího záření bez použití osobních dozimetrů ani neumíme představit. (46)

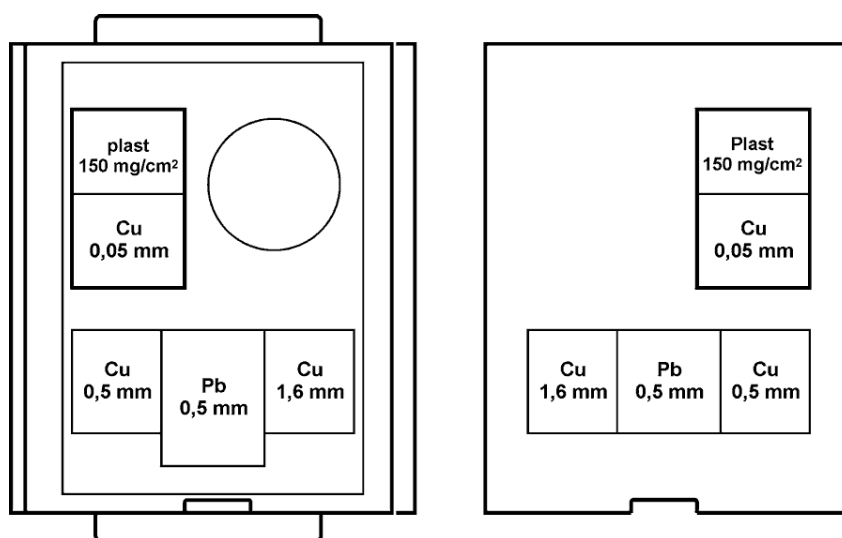
Ze současných používaných osobních dozimetrů se s ohledem na téma této diplomové práce zaměřím pouze na filmové a elektronické dozimetry.

### **Filmové dozimetry**

Film je nejstarší prostředek k zaznamenávání ionizujícího záření používaný již od 19. století. Jeho složení se s postupem času vyvíjelo a měnilo tak, že dnes může ve spojení s dozimetrickou kazetou vhodně sloužit pro osobní dozimetrii. V České republice je filmový dozimetr považován za jakýsi standard. Jedná se o velmi významný typ dozimetru, který je schopen poskytnout informaci o osobním dávkovém ekvivalentu. Dokáže rozlišit typ, energii a směr dopadu záření na člověka a také povrchovou kontaminaci dozimetru a tím vyloučit falešné hodnoty naměřených dávek. V případě použití dozimetrů v jaderných elektrárnách je možné též odhadnout dávku od neutronů. Mezi hlavní výhody filmového dozimetru patří trvalý záznam údajů o ozáření s možností opětovné analýzy vyvolaného filmu. Nevýhodou je citlivost na světlo, vysokou vlhkost, teplotu a některé chemikálie. (46, 47)

Filmový dozimetr se skládá z filmu a kazety.

**Kazetu** je možné připojit spojkou k dalším filmovým nebo jiným kazetám. Obsahuje na přední i zadní straně filtry. Pro měření záření X (zejména ve zdravotnictví) jsou to tyto filtry: prázdné okénko, plastický filtr tloušťky 0,05 mm, měď tloušťky 0,05 mm, 0,6 mm a 1,6 mm, sendvič olova a cínu tloušťky 0,6 mm. Pro jaderná zařízení je místo mědi 0,6 mm použito kadmium 0,6 mm ke stanovení tepelných neutronů. Pro stanovení fotonů vyšších energií (záření gama) slouží olovo s cínem, kdežto prázdné okno, plastické a měděné filtry slouží ke stanovení záření beta a rentgenového záření. (46, 47)



**Obrázek 1: uspořádání kompenzačních filtrů. (48)**

*Zdroj: CSOD, s.r.o.*

**Film** v dozimetrické kazetě je uložen v papírovém obalu. Po ozáření vzniká interakcí elektronu s halogenidem stříbra a vyredukováním černého amorfního kovového stříbra zčernání filmu. Obraz je poté zviditelněn vyvolávacím procesem v rentgenové vývojce. Zčernání filmu neboli optická hustota (OD) je závislá na dávce a je různá podle druhu emulze filmu, koncentrace halogenidu stříbra v želatině, velikosti a tvaru krystalků halogenidu aj. Také je závislé na podmínkách vyvolávacího procesu. Podstatou filmové dozimetrie je skutečnost, že vzniklé zčernání je závislé na míře ozáření filmu. Na základě vyhodnocení zčernání filmu pod nestíněnou plochou a pod jednotlivými filtry je možné stanovit požadovanou dozimetrickou veličinu. (46, 47)

Filmový dozimetr je nutný kalibrovat známými dávkami tak, aby mohla být vytvořena dávková závislost a známými energiemi mohla být vytvořena energetická závislost. S ohledem na to, že i drobná změna vyvolávacího procesu může změnit dávkovou závislost, jsou filmy ozářené známými dávkami, což jsou tzv. etalony, vyvolávány současně s filmy s neznámými dávkami, u kterých je potřeba stanovit dávku. Etalony jsou ozářeny energiemi s největší a nejmenší účinností, tj. 45keV a <sup>137</sup>Cs. Energetická závislost se vytvoří jednou provždy do té doby, dokud výrobce

filmů nezmění jejich charakter. To se ověřuje omezenou energetickou závislostí u každé nové dodávky. Obdobně to platí i pro směrovou závislost. (46, 47)

### **Elektronické dozimetry**

Stejně jako jiné oblasti techniky, tak i osobní dozimetrie prošla v posledních letech obrovským rozvojem a vylepšením. Především díky neustálému zmenšování elektroniky a výpočetní techniky a jejich ekonomické dostupnosti se do popředí osobní dozimetrie dostaly elektronické dozimetry. Tyto pracují nejčastěji na principu Geiger-Müllerových počítačů, v poslední době na principu polovodičových, křemíkových detektorů. Nejdříve se elektronické dozimetry používaly především v jaderných elektrárnách, poté se ale jejich použití rozšířilo i do ostatních provozů. Dnes je využívají dozimetrické služby jako autorizované dozimetry pro hodnocení ozáření osob ve vztahu k limitům. (44)

Elektronické dozimetry se třemi Si-detektory (z nichž každý má jinou energetickou závislost) umožňují současné měření několika dozimetrických veličin Hp(10) a Hp(0,07), a to odděleně pro záření gama a beta (s energií vyšší než 250 keV). Mohou se využívat jak pro měření dávky, tak pro měření dávkového příkonu. Elektronické osobní dozimetry mohou využívat také malé ionizační komory s tzv. „Direct Ion Storage“ (DIS). V případě osobních neutronových dozimetrů DIS-N se jedná o dvoukomorový systém, který registruje zvlášť dávku od neutronů a zvlášť od fotonů. S touto technikou jsou nabízeny jak pasivní integrující dozimetry, tak také elektronické dozimetry s přímou indikací dávky (s miniaturizovaným vyhodnocovacím přístrojem). (49)

Elektronické osobní dozimetry mají řadu výhod využívaných v oblasti osobní dozimetrie. Lze u nich dosáhnout vysoké citlivosti - hodnota minimální detekovatelné dávky se pohybuje od 1  $\mu\text{Sv}$ , získáme okamžité informace o dávce, dávkovém příkonu a dávkovém profilu (záznam dávky v čase) aktivovaného elektronického osobního

dozimetru, umožňují nastavit akustický a vizuální alarm pro kumulovanou dávku nebo dávkový příkon při překročení nastavené úrovně. Mezi další výhody patří optimalizace radiační zátěže prostřednictvím průběžného sledování aktuálního čerpání dávek jednotlivými osobami při realizaci naplánovaných činností, umožnění praktické implementace principu ALARA zadáním dávkových cílů a průběžným sledováním jejich plnění, ve srovnání s filmovými dozimetry odpadá pracovně složitý a časově náročný proces vyvolávání a vyhodnocování. (49, 50)

Nevýhodou elektronických osobních dozimetrů je možné ovlivnění některých typů elektronických osobních dozimetrů elektromagnetickým zářením v souvislosti s použitím mobilních telefonů, aplikací čteček magnetických karet nebo například při svařování. (53, 54)

Elektronické osobní dozimetry je možné používat autonomně nebo ve spojení s vyhodnocovacím zařízením. Při monitorování radiační zátěže pracovníků se zdroji ionizujícího záření se využívá systému elektronické osobní dozimetrie, který je zpravidla tvořen vlastním elektronickým osobním dozimetrem, hardwarem (fyzická vrstva) a softwarem (logická vrstva). (49, 50)

### **2.5.2 Veličiny a jednotky radiační ochrany a dozimetrie ionizujícího záření**

Dozimetrie ionizujícího záření se zabývá složitým procesem, počínaje emisí ionizujícího záření ze zdroje a konče jeho účinky na různé látky. K podrobnému popisu zdrojů a polí záření i efektů, které jsou vyvolávány v materiálech, kterými záření prochází, může být využito řady veličin. Systém těchto veličin i jejich jednotek prošly postupným vývojem. Jednotlivé fáze lze sledovat v dokumentech ICRU. (20)

## Vybrané dozimetrické veličiny

Všechny veličiny dozimetrie se odvozují od **sdělené energie** „ $\epsilon$ “, tj. energie, kterou ionizující záření předalo objemovému elementu látky „ $dm$ “, s kterou interagovalo. Pak **absorbovaná dávka** „ $D$ “

$$D = d\epsilon / dm$$

U nepřímo ionizujícího záření probíhá celý proces ionizace prostřednictvím uvolněných nabitých částic. Od „ $\epsilon$ “ se liší veličina označená „ $E_x$ “ a nazvaná **součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic ve hmotě uvolněných** při interakci nenabitých částic s touto hmotou. Liší se zejména u vyšších počátečních energií elektronů, kde část energie se ztrácí ve formě brzděného záření. Pak takovýto přenos energie nenabitých částic na částice nabitě definuje veličina **kerma** „ $K$ “

$$K = dE_K / dm$$

U obou veličin ( $D$  i  $K$ ) je **jednotkou 1 Gray**. Kerma je nejvyšší na povrchu látky a s hloubkou látky klesá tak, jak je energie nenabitých částic postupně předávána nabitým částicím látky. Dávka je naopak na povrchu látky minimální a s hloubkou roste úměrně počtu sekundárně nabitých částic a po dosažení maxima klesá měrně zeslabení svazku primárního záření. Protože nepřímo ionizující záření může předávat látce energii jen prostřednictvím energie sekundárně vzniklých nabitých částic, představuje kerma potenciální dávku.

Dávka, nebo kerma za jednotku času se nazývá **dávkový**, nebo **kermový příkon**. Dalšími veličinami používanými v praxi pro definování dozimetrických vlastností daného radionuklidu jsou **kermová vydatnost**

$$V_K = x^2 * (dK / dt)$$

kde „ $dK / dt$ “ je kermový příkon a „ $x$ “ je vzdálenost od zdroje.

Veličina **kermová konstanta gama**

$$\Gamma = V_K / A$$

je kermová vydatnost „ $V_K$ “ na jednotku aktivity radionuklidu „ $A$ “. **Jednotkou je „ $Gy \cdot m^2 \cdot Bq^{-1} \cdot s^{-1}$ “.** Pak lze z této již tabelované hodnoty stanovit kermu „ $K$ “ při znalosti času „ $t$ “, aktivity „ $A$ “ a vzdálenosti „ $x$ “ podle vztahu

$$K = \Gamma * (A/x^2) * t \quad (14)$$

### **Vybrané veličiny radiační ochrany**

Biologický účinek ionizujícího záření závisí na absorbované dávce a na druhu ionizujícího záření. Poměr dávek záření potřebných u dvou druhů záření k vyvolání téhož stupně biologického účinku se nazývá **relativní biologická účinnost (RBÚ)**. Jako referenčního záření se obvykle používá rentgenového záření (v literatuře se uvádí rozmezí energie 200 - 250 keV) nebo záření  $\gamma$  kobaltu  $^{60}\text{Co}$  či cesia  $^{137}\text{Cs}$ .

**Dávkový ekvivalent „ $H$ “** je součin dávky „ $D$ “ v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele „ $Q$ “.

$$H = Q * D$$

H - dávkový ekvivalent;

Q - jakostní činitel;

D - dávka.

Jakostní činitel vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Jeho hodnoty jsou funkcí lineárního přenosu energie „ $L$ “.

**Jednotkou je 1 sievert (Sv), rozměr  $[J \cdot kg^{-1}]$**

Závislost jakostního činitele „Q“ na lineárním přenosu energie „L“.

lineární přenos energie L [keV / m]	jakostní činitel Q (L)
méně než 10	1
10 - 100	0,32 L - 2,2
více než 100	300 . L <sup>-0,5</sup>

Na dávkovém ekvivalentu jsou založeny operační veličiny pro praktické měření jak při monitorování osob, tak i prostředí.

K monitorování osob je určen osobní **dávkový ekvivalent „H<sub>p</sub> (d)“**. Jedná se o dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně „d“. Dávkový ekvivalent se často používá k limitování ozáření. Pro pronikavé záření se nejčastěji uvažuje v hloubce 10 mm pod povrchem – tj. **„H<sub>p</sub> (10)“**, někdy nazývaný „hluboký“ dávkový ekvivalent a pro nepronikavé záření (např. β) a ozáření kůže se zpravidla uvažuje v hloubce 0,07 mm pod povrchem – tj. **„H<sub>s</sub> (0,07)“**, nazývaný někdy „mělký“ dávkový ekvivalent.

Podíl „dH“ a „dt“, kde „dH“ je přírůstek dávkového ekvivalentu za časový interval „dt“, se nazývá příkon dávkového ekvivalentu.

$$H' = dH/dt$$

**Jednotkou je Sv.s<sup>-1</sup>**

Mezinárodní komise pro ochranu před zářením doporučila v roce 1990 nahradit veličinu dávkový ekvivalent veličinou **ekvivalentní dávka „H<sub>T</sub>“**, která je definována

jako součet součinů radiačního váhového faktoru „ $w_R$ “ a střední absorbované dávky „ $D_{T,R}$ “ v orgánu nebo tkáni „ $T$ “ pro ionizující záření typu „ $R$ “.

$$H_T = \sum (w_R * D_{T,R})$$

$H_T$  - ekvivalentní dávka;

$D_{T,R}$  - střední absorbovaná dávka ve tkáni či orgánu, způsobená zářením druhu  $R$ ;

$w_R$  - příslušný radiační váhový faktor.

**Jednotkou** ekvivalentní dávky je  $J.kg^{-1}$  a má název **sievert (Sv)**.

Hodnoty radiačního váhového faktoru plní stejnou funkci jako hodnoty „ $Q$ “, ale váhový faktor navíc zohledňuje i další okolnosti ozáření (např. orientaci těla vůči směru záření). ICRU upřednostnila používání dávkového ekvivalentu před ekvivalentní dávkou a to především proto, že ekvivalent je použitelnější pro měření. Česká legislativa (vyhláška 307/2002) vychází z obou materiálů a pro limitování ozáření preferuje veličinu **efektivní dávka E**. Jedná se o součet ekvivalentních dávek v jednotlivých tkáních či orgánech vážených **tkáňovým váhovým faktorem** „ $w_T$ “, jež vyjadřuje rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků (zhoubných nádorů a genetických změn).

$$E = \sum (w_T * H_T)$$

$E$  - efektivní dávka;

$H_T$  - ekvivalentní dávka,

$w_T$  - příslušný tkáňový váhový faktor.

**Jednotkou** efektivní dávky je  $J.kg^{-1}$  - **1 sievert (Sv)**.

Součet všech váhových faktorů příslušných jednotlivým orgánům a tkáním je roven 1,0. Jinými slovy, tkáňové váhové faktory vyjadřují podíl jednotlivých orgánů a tkání na celkovém riziku stochastických poškození při celotělovém ozáření. Zásadní výhodou



efektivní dávky je možnost vyjádřit (při nerovnoměrném ozáření) radiační zátěž těla jediným číslem.

**Kolektivní efektivní** (ev. ekvivalentní) **dávka „S“** je součet efektivních (ekvivalentních) dávek všech jednotlivců v určité skupině. **Jednotkou je opět 1 Sv.** (13, 51)

### 3. HYPOTÉZY A METODIKA VÝZKUMU

#### 3.1 Hypotézy

**Hypotéza:** Elektronický dozimetr je schopen měřit osobní dávky při některých radiodiagnostických činnostech a tam nahradit filmový dozimetr

#### 3.2 Metodika

##### 3.2.1 Měření osobních dávek pomocí elektronických i filmových dozimetrů

Radiologičtí laboranti na radiodiagnostickém oddělení v Sušici jsou běžně vybaveni osobními filmovými dozimetry. K těmto dozimetrům obdrželi na měřicí období sedmi měsíců také osobní elektronické dozimetry. Oba dva druhy dozimetrů nosily dle vyhlášky SÚJB č. 307/2002 Sb., v platném znění na referenčním místě, tj. na levé horní části hrudníku na oděvu. Měření probíhalo u pěti radiologických laborantů a jedním osobním elektronickým dozimetrem bylo měřeno přirozené pozadí.

## **Použité dozimetry:**

### **FILMOVÝ DOZIMETR CSOD**

Filmový dozimetr se skládá z dozimetrické kazety s kompenzačními filtry (uspořádání filtrů viz obr. výše) a dozimetrického filmu. Poskytuje informace o osobním dávkovém ekvivalentu fotonového záření a elektronů, druhu a energii záření, směru a časovém rozložení ozáření a o případné kontaminaci. Tepelné neutrony lze měřit pouze s upravenými kazetami.

**Dozimetrický film:** Foma Personal Monitoring Film

**Dozimetrická kazeta:** filmová kazeta CSOD

#### **Měřené veličiny:**

- osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$
- osobní dávkový ekvivalent  $H_p(0.07)$
- z veličiny  $H_p(10)$  a stanovené energie záření se počítá efektivní dávka  $E$  (dle ICRP 74)
- veličina  $H_p(0.07)$  udává ekvivalentní dávku  $H_T$

**Rozsah měření:** 0,1 mSv - 2,0 Sv

**Nejistota měření:** do  $\pm 25 \%$  (v rozsahu 0,1 mSv - 2,0 Sv) pod 0,1 mSv nejistota vzrůstá, u 0,05 mSv nepřevyšší  $\pm 50 \%$

**Příkon dávkového ekvivalentu:** bez omezení

Hodnoty nižší než 0,1 mSv nejsou vzhledem k nejistotě měření ve výsledcích uváděny, od hodnoty 0,05 mSv se však uchovávají pro roční hodnocení efektivní dávky  $E$ , pro kterou platí  $E = H_p(10) \times f_E$

#### **Rozsah energií záření:**

- 10 keV - 15 MeV pro fotonové záření (záření rtg a gama)
- 0,5 MeV - 15 MeV pro elektrony
- tepelné neutrony (měření vyžaduje použití upravených kazet)

**Rozsah pracovních teplot:** 0 až 45 °C

**Přípustné pracovní prostředí:** škodí organická rozpouštědla (48)

## **OSOBNÍ ELEKTRONICKÝ DOZIMETR DMC 2000 XB**

DMC 2000 XB byl konstruován tak, aby umožnil současné měření hloubkového dávkového ekvivalentu Hp(10) a mělkého dávkového ekvivalentu Hp(0,07) pro X,  $\gamma$  a  $\beta$  záření. Může být také použit jako provozní dozimetrický systém pro veškerá posuzování zdravotnických rizik včetně radiologických expozičních a najde uplatnění i ve výrobních závodech radioaktivních zářičů, jaderných elektrárnách a dalších jaderných zařízeních.

### **Fyzikální vlastnosti:**

#### **měřicí rozsah:**

- dávka 1  $\mu$ Sv až 10 Sv
- dávkový příkon 0,1  $\mu$ Sv/h až 10 Sv/h
- zobrazení dávky 1  $\mu$ Sv až 10 Sv
- zobrazení příkonu 0,01 mSv/h až 10 Sv/h

**linearita:** <  $\pm$  10% až do 1 Sv/h

<  $\pm$  25% až do 10 Sv/h

pro X,  $\gamma$  > 60 keV a  $\beta$

<  $\pm$  25% až do 3 Sv/h

pro X < 60 keV

#### **energetický rozsah:**

- X a  $\gamma$ : 20 keV až 6 MeV
- BE<sub>max</sub> > 60 keV (E<sub>max</sub> : 0,22 MeV až 2,3 MeV)

#### **přesnost:**

<  $\pm$  10% \*\* (137Cs při 30 mSv/h)

#### **Elektrické vlastnosti**

standardní baterie LiMnO<sub>2</sub>, CR2450, životnost > 1 rok (8 hod/den) nebo 6 měsíců nepřetržitého provozu

#### **Mechanické vlastnosti**

**rozměry:** 84 x 48 x 17,5 mm

**hmotnost:** < 70 g (s baterií)

uchycení na oděv za vyměnitelný klip

**Vliv okolního prostředí**

**teplotní rozsah:** -10°C až + 50°C, pracovní

**vlhkost:** < 90% při 42°C

**skladování:** -30°C až + 71°C

odolný rázům, vibracím a pádům, vodotěsný IP53 (52)

### **3.2.2 Vyhodnocení výsledků naměřených pomocí elektronických dozimetrů**

Na počátku měření jsem použila dva elektronické dozimetry na zkušební měření po dobu jednoho měsíce. Během této doby jsem se seznámila s provozem osobního elektronického dozimetru. Na počátku měřicího období obdrželi laboranti vynulované elektronické dozimetry (u dvou zkušebních byli zaznamenány hodnoty naměřené během prvního zkušebního měsíce a z následného měřicího období byli zpětně odečteny).

Hodnoty získané pomocí osobních elektronických dozimetrů pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  v mSv jsem vždy po uplynutí doby jednoho měsíce zaznamenala.

### **3.2.3 Vyhodnocení výsledků naměřených pomocí filmových dozimetrů**

Filmové dozimetry pracovníků na radiodiagnostickém oddělení v Sušici se běžně odesílají jedenkrát měsíčně k vyhodnocení do společnosti CSOD (Celostátní služba osobní dozimetrie). Zde jsou odečteny výsledky z filmových dozimetrů a údaje jsou odeslány zpět na pracoviště radiodiagnostiky. Stejný postup byl dodržen i v období výzkumného měření. Výsledky jsem taktéž měsíčně zaznamenávala.

### 3.2.4 Porovnání výsledků a statistické zpracování

Výsledky měření z obou typů osobních dozimetrů jsem následně zpracovala pomocí tabulek a grafů v programu MS Excel. Při statistickém zpracování jsem počítala aritmetický průměr, rozptyl a směrodatnou odchylku.

Pro výpočet aritmetického průměru jsem sečetla všechny naměřené hodnoty a součet jsem vydělila počtem měření.

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{\sum x_i}{n}$$

$\bar{x}$  ... aritmetický průměr

$x_1 + x_2 + \dots + x_n$ ... hodnoty, z nichž se určuje průměr

$n$ ... celkový počet hodnot

Při výpočtu rozptylu jsem vypočítala rozdíl mezi všemi naměřenými hodnotami a průměrem umocněný na druhou. Všechna tato čísla jsem sečetla a výsledek vydělila počtem měření sníženým o 1.

$$\sigma^2 = \frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}$$

$\sigma^2$  ... rozptyl,

$x_i$ ... i-tá hodnota statistického souboru,

$n$ ... celkový počet hodnot

Odmocněním získané hodnoty jsem získala směrodatnou odchylku.

$$s = \sqrt{\sigma^2}$$

Výsledné údaje jsem navzájem porovnála a posuzovala jsem výhody a nevýhody jak filmových, tak i elektronických osobních dozimetrů.

#### 4. Výsledky

### OSOBNÍ ELEKTRONICKÉ DOZIMETRY

*Tabulka 1: hodnoty odečtené z elektronického dozimetru pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).*

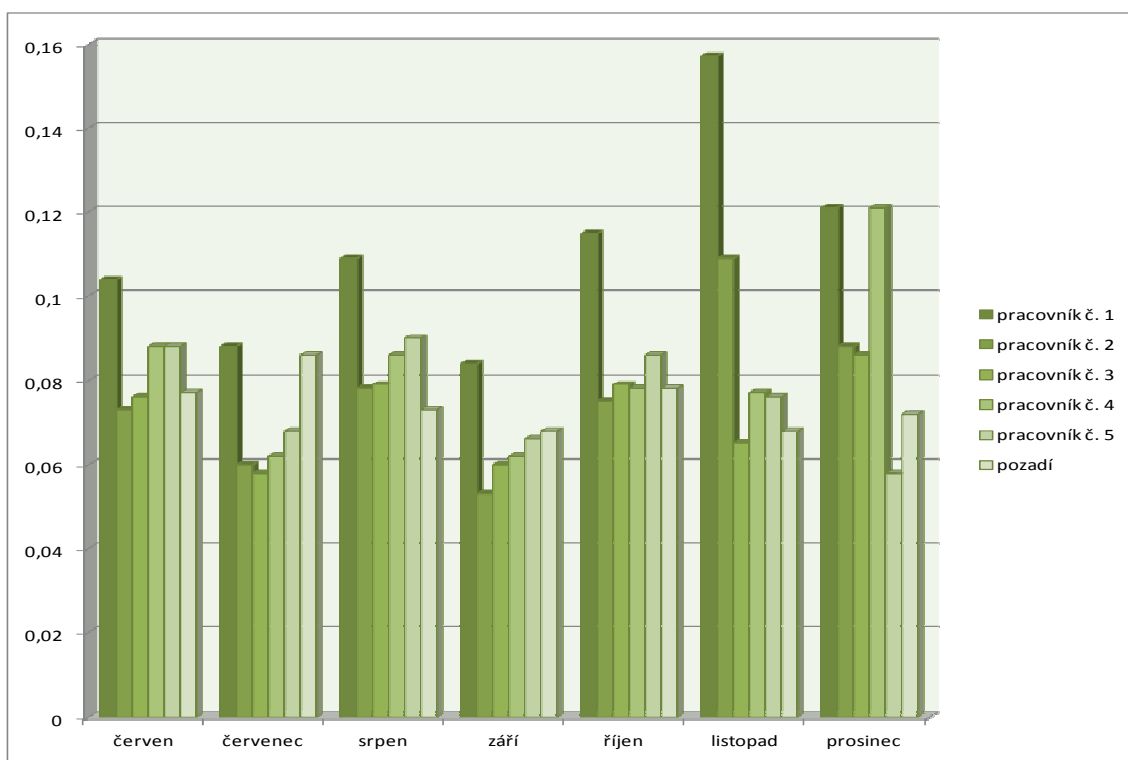
stav na EPD	počátek	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec
pracovník č. 1	0	0,104	0,192	0,301	0,385	0,500	0,657	0,778
pracovník č. 2	0	0,073	0,133	0,211	0,264	0,339	0,448	0,536
pracovník č. 3	0	0,076	0,134	0,213	0,273	0,352	0,417	0,503
pracovník č. 4	0,149	0,237	0,299	0,385	0,447	0,525	0,602	0,723
pracovník č. 5	0,166	0,254	0,322	0,412	0,478	0,564	0,640	0,698
pozadí	0	0,077	0,163	0,236	0,304	0,382	0,450	0,522

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 2: skutečné naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).*

skutečné hodnoty	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec
pracovník č. 1	0,104	0,088	0,109	0,084	0,115	0,157	0,121
pracovník č. 2	0,073	0,060	0,078	0,053	0,075	0,109	0,088
pracovník č. 3	0,076	0,058	0,079	0,060	0,079	0,065	0,086
pracovník č. 4	0,088	0,062	0,086	0,062	0,078	0,077	0,121
pracovník č. 5	0,088	0,068	0,090	0,066	0,086	0,076	0,058
pozadí	0,077	0,086	0,073	0,068	0,078	0,068	0,072

*Zdroj: vlastní výzkum*



**Obrázek 2: grafické znázornění naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).**

Zdroj: vlastní výzkum

**Tabulka 3: hodnoty odečtené z elektronického dozimetru pro osobní dávkový ekvivalent  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).**

stav na EPD	počátek	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec
pracovník č. 1	0	0,197	0,353	0,544	0,693	0,894	1,149	1,362
pracovník č. 2	0	0,137	0,250	0,384	0,483	0,617	0,803	0,967
pracovník č. 3	0	0,194	0,344	0,551	0,720	0,935	1,125	1,347
pracovník č. 4	0,246	0,393	0,483	0,624	0,730	0,846	0,989	1,130
pracovník č. 5	0,283	0,432	0,550	0,702	0,824	0,996	1,134	1,238
pozadí	0	0,241	0,482	0,701	0,910	1,151	1,376	1,612

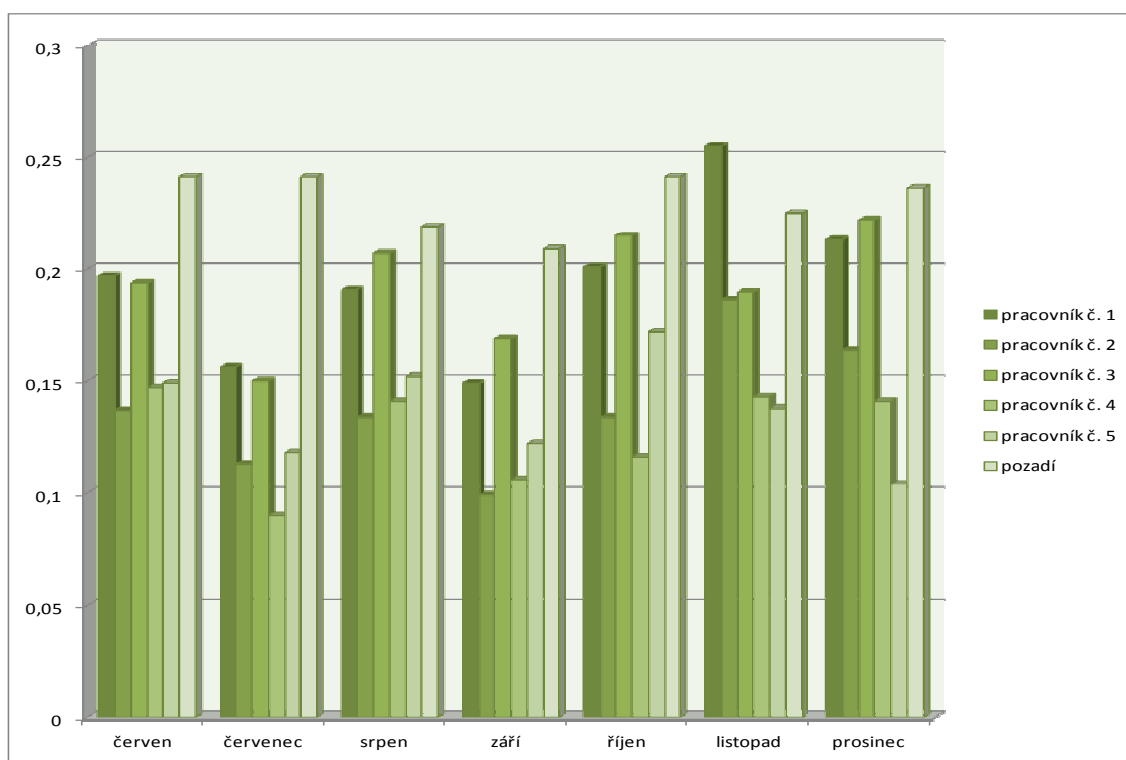
Zdroj: vlastní výzkum



**Tabulka 4: skutečné naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).**

skutečné hodnoty	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec
pracovník č. 1	0,197	0,156	0,191	0,149	0,201	0,255	0,213
pracovník č. 2	0,137	0,113	0,134	0,099	0,134	0,186	0,164
pracovník č. 3	0,194	0,150	0,207	0,169	0,215	0,190	0,222
pracovník č. 4	0,147	0,090	0,141	0,106	0,116	0,143	0,141
pracovník č. 5	0,149	0,118	0,152	0,122	0,172	0,138	0,104
pozadí	0,241	0,241	0,219	0,209	0,241	0,225	0,236

Zdroj: vlastní výzkum



**Obrázek 3: grafické znázornění naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).**

Zdroj: vlastní výzkum

## OSOBNÍ FILMOVÉ DOZIMETRY

*Tabulka 5: skutečné naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).*

hodnoty FD	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec
pracovník č. 1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1
pracovník č. 2	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1
pracovník č. 3	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1
pracovník č. 4	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1
pracovník č. 5	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

## VÝSLEDKY PRO JEDNOTLIVÉ MĚSÍCE:

*Tabulka 6: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc červen (v mSv).*

červen	ED $H_p(10)$	ED $H_S(0,07)$	FD $H_p(10)$
pracovník č. 1	0,104	0,197	< 0,1
pracovník č. 2	0,073	0,137	< 0,1
pracovník č. 3	0,076	0,194	< 0,1
pracovník č. 4	0,088	0,147	< 0,1
pracovník č. 5	0,088	0,149	< 0,1
pozadí	0,077	0,241	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 7: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc červenec (v mSv).*

červenec	ED Hp(10)	ED HS(0,07)	FD Hp(10)
pracovník č. 1	0,088	0,156	< 0,1
pracovník č. 2	0,060	0,113	< 0,1
pracovník č. 3	0,058	0,150	< 0,1
pracovník č. 4	0,062	0,090	< 0,1
pracovník č. 5	0,068	0,118	< 0,1
pozadí	0,086	0,241	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 8: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc srpen (v mSv).*

srpen	ED Hp(10)	ED HS(0,07)	FD Hp(10)
pracovník č. 1	0,109	0,191	< 0,1
pracovník č. 2	0,078	0,134	< 0,1
pracovník č. 3	0,079	0,207	< 0,1
pracovník č. 4	0,086	0,141	< 0,1
pracovník č. 5	0,090	0,152	< 0,1
pozadí	0,073	0,219	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 9: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc září (v mSv).*

<b>září</b>	ED Hp(10)	ED HS(0,07)	FD Hp(10)
<b>pracovník č. 1</b>	0,084	0,149	< 0,1
<b>pracovník č. 2</b>	0,053	0,099	< 0,1
<b>pracovník č. 3</b>	0,060	0,169	< 0,1
<b>pracovník č. 4</b>	0,062	0,106	< 0,1
<b>pracovník č. 5</b>	0,066	0,122	< 0,1
<b>pozadí</b>	0,068	0,209	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 10: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc říjen (v mSv).*

<b>říjen</b>	ED Hp(10)	ED HS(0,07)	FD Hp(10)
<b>pracovník č. 1</b>	0,115	0,201	< 0,1
<b>pracovník č. 2</b>	0,075	0,134	< 0,1
<b>pracovník č. 3</b>	0,079	0,215	< 0,1
<b>pracovník č. 4</b>	0,078	0,116	< 0,1
<b>pracovník č. 5</b>	0,086	0,172	< 0,1
<b>pozadí</b>	0,078	0,241	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 11: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc listopad (v mSv).*

listopad	ED Hp(10)	ED HS(0,07)	FD Hp(10)
pracovník č. 1	0,157	0,255	< 0,1
pracovník č. 2	0,109	0,186	< 0,1
pracovník č. 3	0,065	0,190	< 0,1
pracovník č. 4	0,077	0,143	< 0,1
pracovník č. 5	0,076	0,138	< 0,1
pozadí	0,068	0,225	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 12: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc prosinec (v mSv).*

prosinec	ED Hp(10)	ED HS(0,07)	FD Hp(10)
pracovník č. 1	0,121	0,213	< 0,1
pracovník č. 2	0,088	0,164	< 0,1
pracovník č. 3	0,086	0,222	< 0,1
pracovník č. 4	0,121	0,141	< 0,1
pracovník č. 5	0,058	0,104	< 0,1
pozadí	0,072	0,236	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

## VÝSLEDKY PRO JEDNOTLIVÉ PRACOVNÍKY:

*Tabulka 13: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 1 (v mSv).*

pracovník č. 1	ED $H_p(10)$	ED $H_S(0,07)$	FD $H_p(10)$
červen	0,104	0,197	< 0,1
červenec	0,088	0,156	< 0,1
srpen	0,109	0,191	< 0,1
září	0,084	0,149	< 0,1
říjen	0,115	0,201	< 0,1
listopad	0,157	0,255	< 0,1
prosinec	0,121	0,213	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 14: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 2 (v mSv).*

pracovník č. 2	ED $H_p(10)$	ED $H_S(0,07)$	FD $H_p(10)$
červen	0,073	0,137	< 0,1
červenec	0,060	0,113	< 0,1
srpen	0,078	0,134	< 0,1
září	0,053	0,099	< 0,1
říjen	0,075	0,134	< 0,1
listopad	0,109	0,186	< 0,1
prosinec	0,088	0,164	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 15: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 3 (v mSv).*

<b>pracovník č. 3</b>	<b>ED <math>H_p(10)</math></b>	<b>ED <math>H_S(0,07)</math></b>	<b>FD <math>H_p(10)</math></b>
červen	0,076	0,194	< 0,1
červenec	0,058	0,150	< 0,1
srpen	0,079	0,207	< 0,1
září	0,060	0,169	< 0,1
říjen	0,079	0,215	< 0,1
listopad	0,065	0,190	< 0,1
prosinec	0,086	0,222	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 16: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 4 (v mSv).*

<b>pracovník č. 4</b>	<b>ED <math>H_p(10)</math></b>	<b>ED <math>H_S(0,07)</math></b>	<b>FD <math>H_p(10)</math></b>
červen	0,088	0,147	< 0,1
červenec	0,062	0,090	< 0,1
srpen	0,086	0,141	< 0,1
září	0,062	0,106	< 0,1
říjen	0,078	0,116	< 0,1
listopad	0,077	0,143	< 0,1
prosinec	0,121	0,141	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*

*Tabulka 17: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 5 (v mSv).*

<b>pracovník č. 5</b>	<b>ED Hp(10)</b>	<b>ED HS(0,07)</b>	<b>FD Hp(10)</b>
<b>červen</b>	0,088	0,149	< 0,1
<b>červenec</b>	0,068	0,118	< 0,1
<b>srpen</b>	0,090	0,152	< 0,1
<b>září</b>	0,066	0,122	< 0,1
<b>říjen</b>	0,086	0,172	< 0,1
<b>listopad</b>	0,076	0,138	< 0,1
<b>prosinec</b>	0,058	0,104	< 0,1

*Zdroj: vlastní výzkum*



## 5. Diskuze

V následujících odstavcích nejprve uvádím pracovní činnosti radiologických laborantů, které laboranti vykonávali v průběhu uskutečněného měření. Poté diskutuji a porovnávám výsledky měření z osobních elektronických dozimetrů a z osobních filmových dozimetrů. Na závěr diskuze se věnuji výhodám a nevýhodám osobních elektronických a osobních filmových dozimetrů.

### 5.1 Pracovní činnosti měřené osobními dozimetry

Na radiodiagnostickém oddělení sušické nemocnice, kde jsem realizovala měření osobními elektronickými dozimetry za současného měření osobními filmovými dozimetry, prováděli radiologičtí laboranti během své pracovní doby různé druhy pracovních činností. Nejčastěji vykonávaná činnost bylo skiagrafické vyšetření. Prováděly se zejména rtg projekce orgánů (srdce, plíce, břicho), a skiagrafické vyšetření kosterní soustavy (rtg končetin, lebky, páteře a pánve) a některé specializované projekce. Další činností, která se na pracovišti tohoto oddělení běžně prováděla, byla skiaskopická vyšetření. Mezi nejběžnější skiaskopická vyšetření patřila vylučovací urografie (zobrazení ledvin, vývodných cest močových a močového měchýře), vyšetření gastrointestinálního traktu, neboli trávicí trubice (vyšetření hltanu, jícnu, žaludku, dvanáctníku a tenkého nebo tlustého střeva), zobrazení některých patologií – např. píštělí, tzv. fistulografie, gynekologická vyšetření (hysterosalpingografie – vyšetření dutiny děložní a vejcovodů) a implantace kardiostimulátoru pod skiaskopickou kontrolou. Třetí činností laborantů na radiodiagnostickém oddělení v Sušici bylo ortopantomografické vyšetření. Jedná se o zhotovení panoramatického snímku obou čelistí, chrupu, čelistních kloubů, čelistní dutiny a dutiny nosní. Tato metoda se využívá zejména pro stomatologii a při úrazech uvedených oblastí. Uvedené pracovní činnosti se prováděly jak u ambulantních pacientů, tak i u pacientů hospitalizovaných, u dospělých i dětí. Laboranti dále docházeli na oddělení jednotky intenzivní péče, kde mají k dispozici pojezdny rentgen. Na tomto oddělení se prováděly až na malé výjimky

výlučně skiaskopické projekce hrudníku (srdce a plic). Vyšetření se využívá u pacientů, kteří vyžadují intenzivní péči – monitorování základních životních funkcí a intenzivní péči, kteří nemohou být od těchto přístrojů ani dočasně odpojeni a tudíž nemohou být převezeni na oddělení radiodiagnostiky. V neposlední řadě obsahovala pracovní náplň radiologického laboranta výkon pracovní činnosti na operačním sále. Zde je k dispozici mobilní rentgenový přístroj tzv. C-rameno, který se používá zejména v traumatologii, pro snímkování pacienta během operace (nejčastěji kostní), ale také např. k nalezení a vyjmutí cizích těles. (53)

Během pracovních činností dodržovali radiologičtí laboranti pro ochranu svého zdraví zásady radiační ochrany. Při skiagrafii a skiaskopii se jednalo zejména o ochranu stíněním. Laboranti byli při samotné expozici ve vedlejší místnosti, tzv. ovladovně. Pokud se jedná o snímkování na JIPu, uplatňovala se nejvíce ochrana vzdáleností, kdy laborant odstoupí od rtg přístroje na co největší vzdálenost. Tato vzdálenost je limitována délkou kabelu ovladače. Šňůra expozičního tlačítka umožňuje odstup obsluhy do vzdálenosti až 5 metrů. Stejně tak i na operačním sále se laboranti snažili udržet co největší odstup od přístroje. Zde se dále uplatňuje např. režim pulzní skiaskopie, který napomáhá snížit radiační zátěž. Samozřejmostí byla v těchto případech ochrana stíněním, kdy laborant používal olověnou zástěru a ochranný límec pro stínění štítné žlázy. Ochrana časem spočívala v tom, že laborant neexponoval pacienta více než je to nutné, pro orientaci při operacích se pokud to situace dovolí, používá poslední provedený snímek, který zůstává zobrazen na monitoru. (54)

## **5.2 Porovnání hodnot naměřených elektronickými a filmovými dozimetry**

Tabulka 6 – 12 v kapitole výsledky znázorňuje hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  naměřené osobními elektronickými dozimetry a hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřené osobními filmovými dozimetry pro jednotlivé měsíce, ve kterých probíhalo měření (červen – prosinec). Z uvedených dat je patrné, že filmové dozimetry bohužel nevykazují žádná konkrétní data. Z výsledků,

keré zpracovává CSOD se dozvíme pouze tolik, že dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  nepřekročil už žádného pracovníka v žádném měsíci dávku 0,1 mSv. Tyto naměřené hodnoty jsou shodné s hodnotami naměřenými osobním elektronickým dozimetrem ve většině případů, v některých měsících a u některých pracovníků se však liší. Pracovníkovi č. 1 v červnu jsem na EPD odečetla dávkový ekvivalent 0,104 mSv, v měsíci srpnu 0,109 mSv, v říjnu 0,115 mSv, v listopadu to bylo dokonce 0,157 mSv a v prosinci 0,121 mSv. V listopadu tuto hranici dále překročil pracovník č. 2 s dávkovým ekvivalentem 0,109 mSv a v prosinci ještě pracovník č. 4 s dávkovým ekvivalentem 0,121 mSv. Výsledky dále ukazují, že hodnoty  $H_S(0,07)$  jsou ve všech případech vyšší (přibližně dvojnásobně) než hodnoty  $H_p(10)$ .

Z uvedeného především vyplývá, že elektronické dozimetry jsou citlivější, než dozimetry filmové. Přesto jsem chtěla ještě blíže specifikovat vyhodnocení filmových dozimetrů.

Celostátní služba osobní dozimetrie ve vyhodnocení za příslušné kontrolní období uvádí hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  větší nebo rovné záznamové úrovni, která byla stanovena ve výši 0,10 mSv. Roční vyhodnocení efektivní dávky je zasíláno uživateli CSOD do konce dubna následujícího roku a jsou v něm zahrnuty i osobní dávkové ekvivalenty v intervalu 0,05 až 0,1 mSv, které jsou při vyhodnocení uváděny jako  $H_p(10)$  menší než 0,10 mSv.

Tyto hodnoty jsem od CSOD získala na požádání s předstihem, výsledky jsem upravila ve smyslu odstranění ostatních pracovníků, kteří nepatřili do měřené skupiny, a odstranila jsem samozřejmě jména.

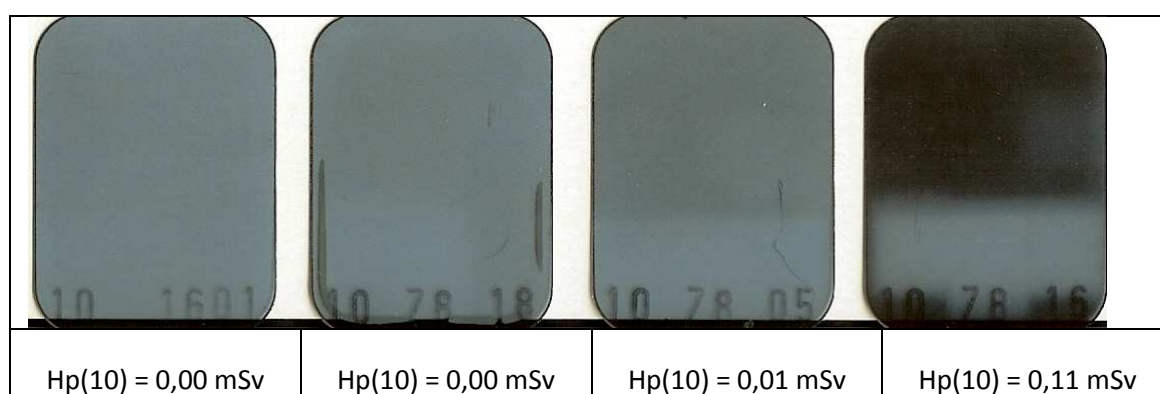
**Tabulka 18: naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce, naměřené filmovými dozimetry a jejich suma (v mSv).**

hodnoty FD	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	$\Sigma H_p(10)$
pracovník č. 1	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
pracovník č. 2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
pracovník č. 3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
pracovník č. 4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
pracovník č. 5	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Zdroj: ing. Zdeněk Zelenka, CSOD, s.r.o.

Z těchto výsledků je patrné, že osobní filmové dozimetry v průběhu sedmi měsíců nezaznamenali ani u jednoho z pěti pracovníků osobní dávkový ekvivalent vyšší než 0,05 mSv. Zde se znovu potvrzuje výrazně vyšší citlivost osobních elektronických dozimetrů oproti dozimetrům filmovým.

Vzhledem k tomu, že za měřené období (červen – prosinec 2012) byla na všech filmech sušického rtg oddělení vyhodnocena hodnota osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10) = 0,00$  mSv, získala jsem pro porovnání oskenované filmy z jiné nemocnice za stejné období (říjen 2012), s různou hodnotou osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$ .



**Obrázek 4: vlevo oskenovaný film pracovníka z nemocnice Sušice, dále filmy pracovníků z jiné nemocnice za období říjen 2012.**

Zdroj: ing. Zdeněk Zelenka, CSOD, s.r.o.

Z těchto oskenovaných filmů je zřejmé že CSOD je schopno měřit i dávky rovné 0,01 mSv. Znamená to, že problém zjištěných nulových hodnot na filmových dozimetrech nespočítává ve vyhodnocování filmových dozimetrů, ale opravdu v citlivosti filmových dozimetrů.

Předložené tabulky (6 - 12) nadále znázorňují osobní dávkové ekvivalenty naměřené v jednotlivých měsících pro každého konkrétního pracovníka. Vidíme, že v měsíci červnu obdržel největší dávkový ekvivalent pracovník č. 1 (0,104 mSv), zatímco ostatní pracovníci obdrželi dávkové ekvivalenty přibližně stejné hodnoty. Měsíc červenec byl pro všechny pracovníky vyrovnaný. V srpnu je naměřená hodnota opět nejvyšší u pracovníka č. 1 (0,109 mSv), pracovník č. 5 má hodnotu dávkového ekvivalentu oproti ostatním pracovníkům lehce vyšší (0,09). Zářím bychom mohli považovat také za vyrovnané a v říjnu je situace podobná jako v srpnu. Nejvyšší hodnoty jsou naměřené u pracovníka č. 1 (0,115 mSv) a na druhém místě je pracovník č. 5 (0,86 mSv). V listopadu je naměřený dávkový ekvivalent u pracovníka č. 1 výrazně vyšší (0,157 mSv) než u ostatních, pracovník č. 2 také obdržel více než 0,1 mSv. V posledním měřeném měsíci (prosinci) obdrželi pracovník č. 1 a pracovník č. 4 stejný dávkový ekvivalent (0,121 mSv). Pokud se blíže podíváme na měsíce, kdy naměřené dávkové ekvivalenty byly u všech pracovníků vyrovnané, zjistíme, že pracovník č. 1 měl i v těchto měsících nejvyšší hodnoty.

Tabulka 13 – 17 v kapitole výsledky zobrazuje hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  naměřené osobními elektronickými dozimetry a hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřené osobními filmovými dozimetry pro jednotlivé pracovníky (pracovník č. 1 – pracovník č. 5). Samozřejmě stejně jako u předchozích tabulek je zde patrné, že filmové dozimetry naměřily hodnoty méně než 0,1 mSv a elektronické dozimetry se s tímto měřením v některých případech neshodují. Především však tento přehled slouží k porovnání dávkových ekvivalentů obdržených jednotlivými pracovníky v každém konkrétním měsíci.

Jak jsme se již dozvěděli z předchozích výsledků, pracovník č. 1 obdržel největší dávkový ekvivalent v každém měsíci. Nejvíce obdržel v měsíci listopadu. Dalšími významnými měsíci bylo září, srpen, říjen a prosinec. Ve všech těchto měsících byl osobní dávkový ekvivalent větší než 0,1 mSv. Pracovník č. 2 se ve všech měsících pohyboval na přibližně stejných hodnotách, pouze v listopadu jeho dávkový ekvivalent překročil hranici 0,1 mSv. Pracovník č. 3 se po dobu všech sledovaných měsíců měl naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu velmi vyrovnané. Pracovník č. 4 měl kromě měsíce prosince, kdy jeho dávkový ekvivalent překročil 0,1 mSv hodnoty také vcelku vyrovnané. Naměřené hodnoty pracovníka č. 5 byli po celou dobu měření na nižší úrovni, stejně jako u pracovníka č. 3 nepřekračovali hodnotu 0,1 mSv.

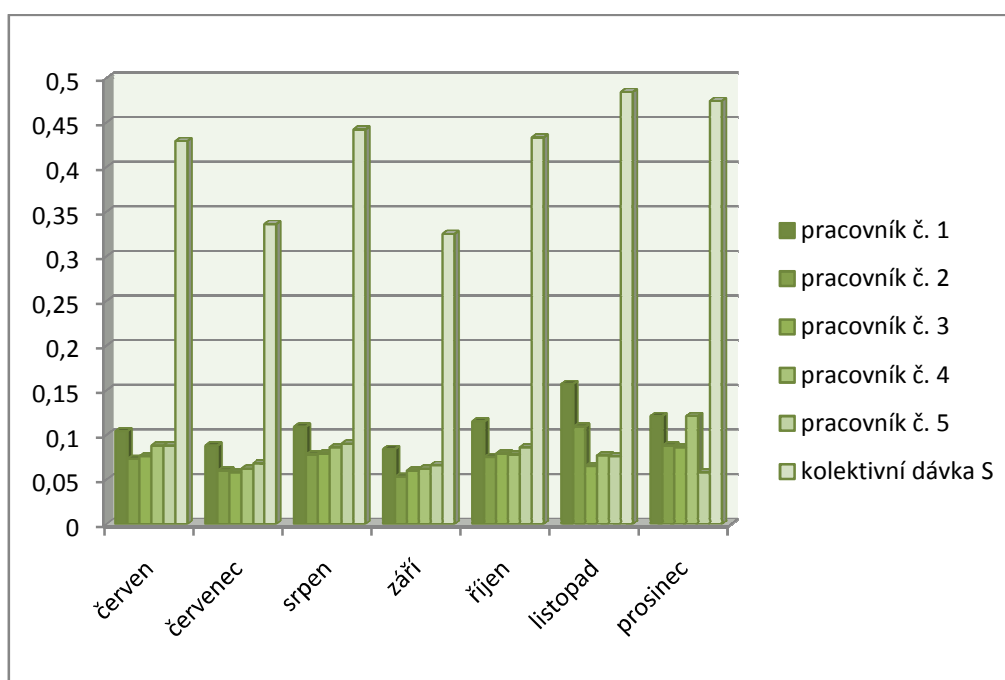
Z těchto výsledků vyplývá, že největší osobní dávkové ekvivalenty byly pracovníkům naměřeny v listopadu a prosinci.

Pro získání kvalitních výsledků dávkových ekvivalentů jednotlivých pracovníků a dávkových ekvivalentů pro jednotlivé měsíce jsem vypočítala kolektivní efektivní dávku S, což je součet efektivních dávek jednotlivých pracovníků v měřené skupině. Jednotkou této kolektivní efektivní dávky je opět 1 Sv, resp. pro naše účely mSv. Kolektivní dávku jsem vypočítala pro každý měsíc zvlášť a nakonec jsem spočítala souhrnnou kolektivní dávku za sedm měsíců.

**Tabulka 19: kolektivní dávka  $S$  osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé měsíce a celková suma kolektivních dávek za 7 měsíců, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).**

DHP	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	$\Sigma$
pracovník č. 1	0,104	0,088	0,109	0,084	0,115	0,157	0,121	
pracovník č. 2	0,073	0,060	0,078	0,053	0,075	0,109	0,088	
pracovník č. 3	0,076	0,058	0,079	0,060	0,079	0,065	0,086	
pracovník č. 4	0,088	0,062	0,086	0,062	0,078	0,077	0,121	
pracovník č. 5	0,088	0,068	0,090	0,066	0,086	0,076	0,058	
kolektivní dávka $S$	0,429	0,336	0,442	0,325	0,433	0,484	0,474	2,923
průměr	0,086	0,067	0,088	0,065	0,087	0,097	0,095	
rozptyl	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,001	
směrodatná odchylka	0,012	0,012	0,013	0,012	0,016	0,037	0,027	

Zdroj: vlastní výzkum



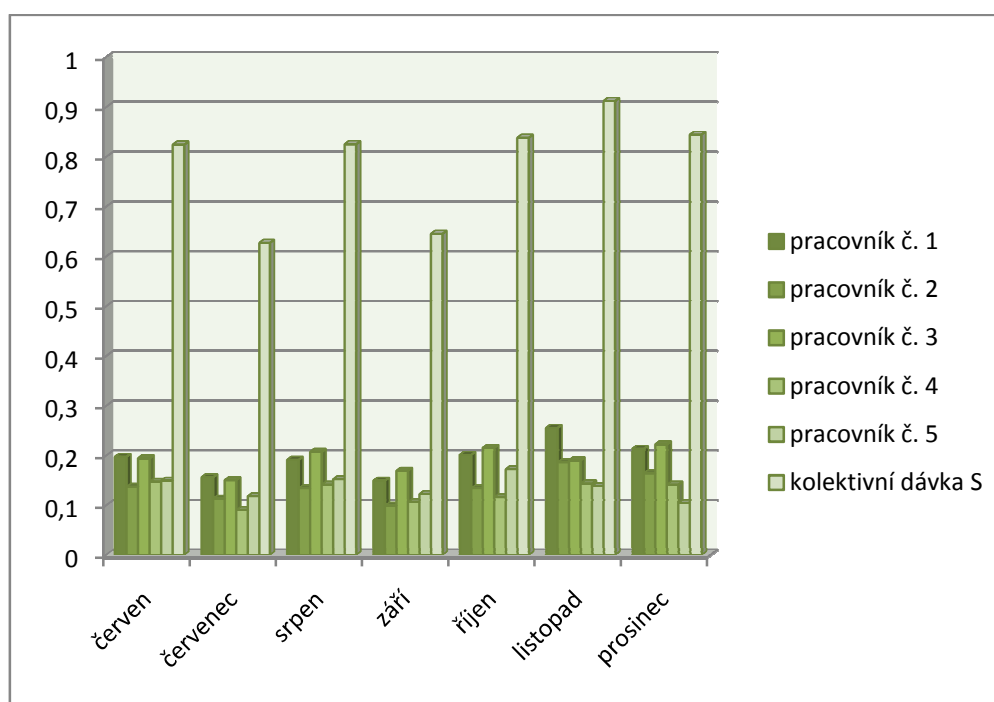
**Obrázek 5: grafické znázornění kolektivní dávky  $S$  osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé měsíce, včetně přirozeného i umělého pozadí.**

Zdroj: vlastní výzkum

*Tabulka 20: kolektivní dávka S osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé měsíce a celková suma kolektivních dávek za 7 měsíců, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).*

DHS	červen	červenec	srpen	září	říjen	listopad	prosinec	Σ
pracovník č. 1	0,197	0,156	0,191	0,149	0,201	0,255	0,213	
pracovník č. 2	0,137	0,113	0,134	0,099	0,134	0,186	0,164	
pracovník č. 3	0,194	0,150	0,207	0,169	0,215	0,190	0,222	
pracovník č. 4	0,147	0,090	0,141	0,106	0,116	0,143	0,141	
pracovník č. 5	0,149	0,118	0,152	0,122	0,172	0,138	0,104	
kolektivní dávka S	0,824	0,627	0,825	0,645	0,838	0,912	0,844	5,515
průměr	0,165	0,125	0,165	0,129	0,168	0,182	0,169	
rozptyl	0,001	0,001	0,001	0,001	0,002	0,002	0,002	
směrodatná odchylka	0,028	0,027	0,032	0,029	0,042	0,047	0,049	

*Zdroj: vlastní výzkum*



*Obrázek 6: grafické znázornění kolektivní dávky S osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé měsíce, včetně přirozeného i umělého pozadí.*

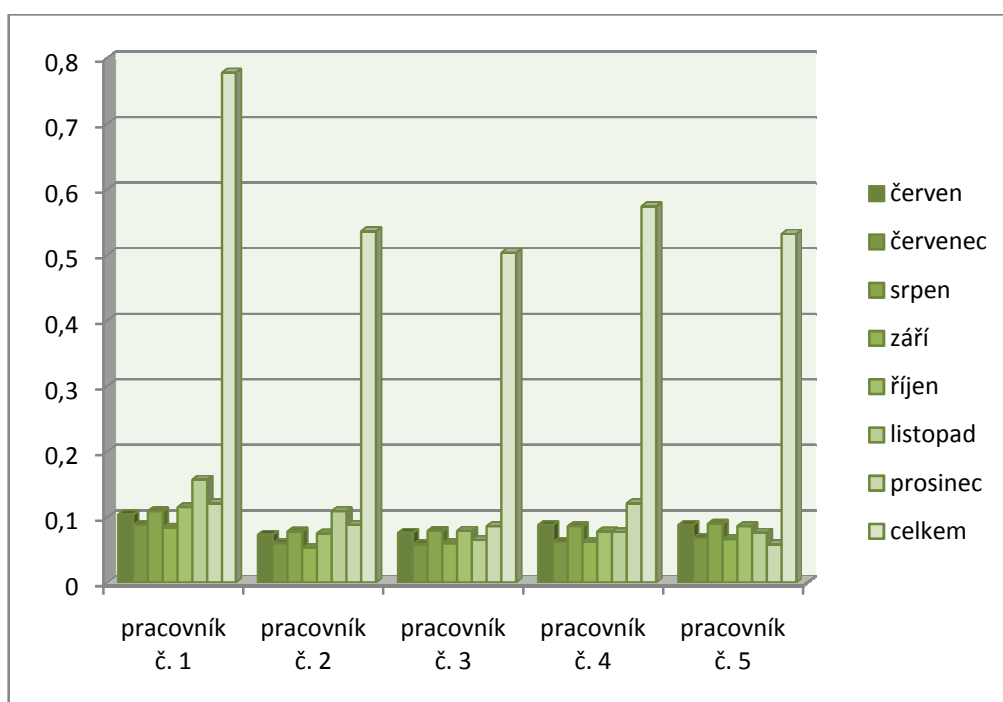
*Zdroj: vlastní výzkum*



**Tabulka 21: suma osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a celková suma všech pracovníků, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).**

DHP	pracovník č. 1	pracovník č. 2	pracovník č. 3	pracovník č. 4	pracovník č. 5	jfu $\kappa$ f $\Sigma$
červen	0,104	0,073	0,076	0,088	0,088	
červenec	0,088	0,06	0,058	0,062	0,068	
srpen	0,109	0,078	0,079	0,086	0,09	
září	0,084	0,053	0,06	0,062	0,066	
říjen	0,115	0,075	0,079	0,078	0,086	
listopad	0,157	0,109	0,065	0,077	0,076	
prosinec	0,121	0,088	0,086	0,121	0,058	
celkem	0,778	0,536	0,503	0,574	0,532	2,923
průměr	0,111	0,077	0,072	0,082	0,076	
rozptyl	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	
směrodatná odchylka	0,024	0,018	0,011	0,020	0,012	

Zdroj: vlastní výzkum



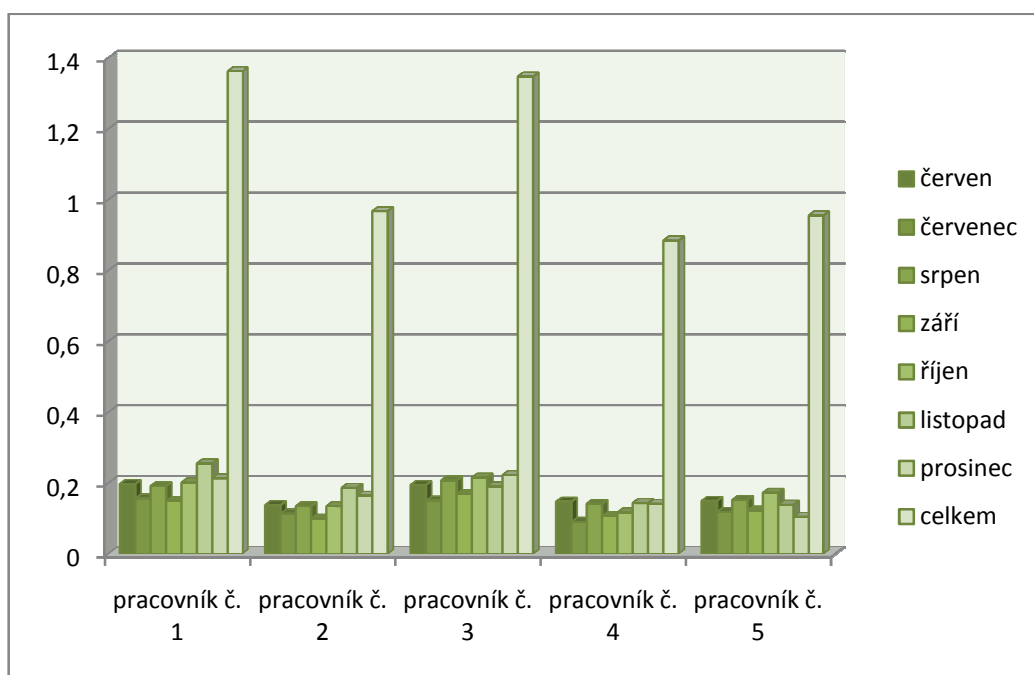
**Obrázek 7: grafické znázornění sumy osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky, včetně přirozeného i umělého pozadí.**

Zdroj: vlastní výzkum

**Tabulka 22: suma osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a celková suma všech pracovníků, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).**

DHS	pracovník č. 1	pracovník č. 2	pracovník č. 3	pracovník č. 4	pracovník č. 5	$\Sigma$
červen	0,197	0,137	0,194	0,147	0,149	
červenec	0,156	0,113	0,15	0,09	0,118	
srpen	0,191	0,134	0,207	0,141	0,152	
září	0,149	0,099	0,169	0,106	0,122	
říjen	0,201	0,134	0,215	0,116	0,172	
listopad	0,255	0,186	0,19	0,143	0,138	
prosinec	0,213	0,164	0,222	0,141	0,104	
celkem	1,362	0,967	1,347	0,884	0,955	5,515
průměr	0,195	0,138	0,192	0,126	0,136	
rozptyl	0,001	0,001	0,001	0,000	0,000	
směrodatná odchylka	0,036	0,029	0,026	0,022	0,023	

Zdroj: vlastní výzkum



**Obrázek 8: grafické znázornění sumy osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky, včetně přirozeného i umělého pozadí.**

Zdroj: vlastní výzkum

Při bližším porovnání výsledků v tabulce 19 a 20 a v grafickém znázornění na obrázku 3 a 4 zjistíme, že nejvyšší kolektivní dávka všech pracovníků byla naměřena jednoznačně v listopadu a téměř stejně vysoká pak byla v prosinci. Za průměrné bychom mohli označit měsíce červen, srpen a říjen. Červenec a srpen pak vykazují nízké naměřené kolektivní dávky. Rozdíl těchto kolektivních dávek je dán zejména počtem operací prováděných za přítomnosti radiologického laboranta na operačním sále. Počet operací je téměř každoročně vyšší na počátku zimního období, kdy dochází k největšímu počtu zranění vyžadujících operační léčbu. Během měření jsem vyzorovala (jelikož jsem byla jedním ze sledovaných pracovníků), že operační sál je právě tím místem, kde dochází k rychlému nárůstu osobního dávkového ekvivalentu, což je i samozřejmé. Částečně také přispívá počet rtg vyšetření na sále JIP, kde je laborant odkázán na ochranu vzdáleností, bez větší možnosti ochrany stíněním (vyjma olověné zástěry).

Z tabulek 21 a 22 a obrázků 5 a 6 jednoznačně vyplývá, že výrazně nejvyšší osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  obdržel pracovník č. 1. Lehce vyšší byl pak dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  u pracovníka č. 4 a ostatní tři pracovníci měli naměřené hodnoty téměř shodné. Stejně tak i u osobního dávkového ekvivalentu  $H_s(0,07)$  je nejvyšší hodnota naměřena u pracovníka č. 1, pracovník č. 3 má hodnotu téměř stejně vysokou. Zbývající pracovníci mají opět hodnoty dávkového ekvivalentu  $H_s(0,07)$  vyrované.

Tato rozdílnost je s největší pravděpodobností dána přítomností radiologických laborantů na jednotlivých pracovištích. Pracovník č. 1, který obdržel nejvyšší hodnoty, byl patrně pracovníkem, který byl nejčastěji přítomen na operačním sále, ev. také na oddělení JIP. Přestože se laboranti na svých pracovištích střídají pravidelně, jejich vykonávaná činnost je pouze náhodná. Některý týden se na operačním sále operuje za přítomnosti rtg přístroje (laboranta) několikrát, jiný týden taková situace nemusí nastat vůbec. Během mého měření byl nejvíce využitým pracovníkem pracovník č. 1. Pokud bychom v měření pokračovali i nadále, s největší pravděpodobností bychom příště naměřili vyšší hodnoty u jiného pracovníka. Rozhodně mohu vyloučit, že by se pracovník č. 1 nějakým způsobem odlišoval od ostatních pracovníků, co se radiační

ochrany týká. Na radiodiagnostickém oddělení v Sušici dodržují všichni laboranti stejné principy radiační ochrany stejně poctivě.

Jelikož se vedle měřeného záření v místě měření téměř vždy vyskytuje také další nežádoucí, rušivé záření, měřila jsem jedním dozimetrem právě toto tzv. přirozené radioaktivní pozadí. Přirozené pozadí je součástí naší přírody. Je tvořeno kosmickým zářením, radioaktivitou prostředí, ale také zářením z případných dalších okolních zdrojů. Proto množství tohoto záření není na všech místech stejné, záleží na mnoha okolnostech, mimo jiné i na nadmořské výšce. Na úroveň hodnot přírodního pozadí jsou všechny organismy, příroda i člověk dobře přizpůsobeny.

Přirozené pozadí jsem měřila z toho důvodu, abych získala relevantní informace o dávkách záření, které radiologický laborant obdrží nad jeho rámec, resp. o jakou hodnotu obdrží více než řadový občan. Výsledky tohoto měření jsem zaznamenala do tabulky, provedla jsem součet a vypočítala průměrné pozadí, včetně směrodatné odchylky.

Elektronický dozimetr, který jsem k měření používala, byl stabilně uložen na tzv. denní místnosti laborantů. Zde se nacházely i ostatní dozimetry v případě, že nebyl právě laborant na některém z pracovišť.

**Tabulka 23: hodnota dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  pro pozadí pro jednotlivé měsíce, jejich suma, průměrné pozadí a směrodatná odchylka (v mSv).**

pozadí	ED Hp(10)	ED HS(0,07)	FD Hp(10)
červen	0,077	0,241	0
červenec	0,086	0,241	0
srpen	0,073	0,219	0
září	0,068	0,209	0
říjen	0,078	0,241	0
listopad	0,068	0,225	0
prosinec	0,072	0,236	0
$\Sigma$	0,522	1,612	0
průměrné pozadí	0,0746	0,2303	0
rozptyl	0,0000	0,0002	
odchylka	0,0064	0,0128	

*Zdroj: vlastní výzkum*

Předpokládám, že nižší hodnoty u pracovníků, než u přirozeného pozadí jsou způsobeny zejména tím, že pracovníci se po většinu svého času nacházejí na svých pracovištích. Pracoviště jsou v tomto úseku tvořena materiály s vysokým atomovým číslem (např. omítky s bariem, olověná skla, dveře z olovnatého plechu). Lze tedy usuzovat, že pokud při vyšetřeních nemusí být laborant přítomen na snímkovně, je před zářením dobře chráněn. Dále předpokládám, že při uložení dozimetrů, mohli být dozimetry pracovníků lépe stíněny od přirozeného pozadí. Při měření byl dozimetr určený k měření pozadí uložený trvale na denní místnosti laborantů. Zde mohl být více ozařen měkkým přirozeným zářením ze zdí, rozptýleného záření, z kosmu, nebo z přilehlých ozařoven apod.

### 5.3 Porovnání výhod a nevýhod elektronických a filmových dozimetrů

#### Filmový dozimetr

##### Výhody filmového dozimetru:

- menší velikost, nízká hmotnost
- nižší pořizovací cena
- nižší udržovací náklady
- trvalé záznamy o dávce (lze snadno dokumentovat, uchovat)
- energetická a směrová závislost

##### Nevýhody filmového dozimetru:

- citlivost na světlo
- citlivost na vysokou vlhkost, teplotu a chemikálie
- časová náročnost na vyhodnocení

#### Elektronický dozimetr

##### Výhody elektronického dozimetru:

- vysoká citlivost (již od 1  $\mu\text{Sv}$ )
- okamžitá informace o dávce, dávkovém příkonu a dávkovém profilu
- možnost nastavení alarmu pro kumulovanou dávku nebo dávkový příkon při překročení nastavené úrovně
- optimalizace radiační zátěže (průběžné sledování přírůstku dávky při jednotlivých činnostech)
- okamžité vyhodnocení

### Nevýhody elektronického dozimetru:

- vysoká pořizovací cena
- vysoké udržovací náklady (baterie)
- nízká výdrž baterií
- větší rozměry a vyšší hmotnost
- snadnější mechanické poškození
- možnost ovlivnění elektromagnetickým zářením

Jak je patrné, každý typ osobního dozimetru má své výhody i nevýhody. S přihlédnutím na práci radiologického laboranta na oddělení typu radiodiagnostického oddělení v Sušici bych jako hlavní výhodu elektronického dozimetru uvedla jeho okamžité vyhodnocování. Je dobrým znamením pro laboranta, který může v dané situaci lépe reagovat z hlediska radiační ochrany. Nevýhodou pro laboranta je jeho velikost a větší hmotnost, nošení tohoto dozimetru není zrovna příjemné. Předpokládám však, že vývoj v této oblasti bude pokračovat a elektronické dozimetry budou stále lehčí a snad i menší. Další nevýhodou je kratší výdrž baterií. Baterie vydrží průměrně 3 měsíce a jejich pořízení je nákladné. Nepříjemný je také akustický signál, který upozorňuje na nízkou kapacitu baterie.

Vezmeme-li v úvahu všechny informace, které se podařilo prokázat zejména vlastním měřením, lze konstatovat, že elektronický dozimetr je schopen měřit osobní dávky při některých radiodiagnostických činnostech a tam nahradit filmový dozimetr. Hypotéza se tedy potvrdila.

## 6. Závěr

V diplomové práci jsem se zabývala měřením osobních dávek pracovníků na radiodiagnostickém oddělení v Sušici. Cílem radiodiagnostiky je zobrazování anatomických struktur, či fyziologických a patologických procesů. K tomuto účelu se využívá vlastností ionizujícího záření, které s sebou kromě výhod přináší také negativní účinky na lidský organismus. Systém radiační ochrany proto mimo jiné stanovuje limity, které smí zaměstnanci s ionizujícím zářením při výkonu svého povolání obdržet.

Cílem mé diplomové práce bylo porovnat výsledky z filmových dozimetrů s výsledky dozimetrů elektronických a stanovit, zde je elektronický osobní dozimetr vhodný k použití při těchto činnostech, případně zda může nahradit filmový dozimetr.

Na sušickém oddělení radiodiagnostiky se běžně používají osobní filmové dozimetry, které jsou v intervalu jednoho měsíce vyhodnoceny Celostátní službou osobní dozimetrie. Pět radiologických laborantů jmenovaného oddělení obdrželo k filmovému dozimetru ještě dozimetr elektronický, kterým byl měřen osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$ . Měření probíhalo po dobu sedmi měsíců (7 – 12/2012).

Během sedmiměsíčního monitorování pracovníků jsem několikrát pomocí elektronických dozimetrů zaznamenala hodnotu osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  vyšší než 0,1 mSv. Vyhodnocení filmové dozimetrie za stejné období stanovilo tuto hodnotu jako méně než 0,1 mSv, resp. méně než 0,05 mSv. Z dalšího šetření vyplynulo, že CSOD, s.r.o. je schopna měřit hodnoty = 0,01 mSv. Neshoda naměřených výsledků tedy nespočívá ve vyhodnocování, ale v citlivosti filmového dozimetru.

Na základě výsledků měření, po uvážení výhod i nevýhod obou typů osobních dozimetrů a při posouzení pracovních činností radiologických laborantů mohu závěrem konstatovat, že osobní elektronický dozimetr DMC 2000 XB vyrobený firmou Merlin Gerin je vhodný k použití při činnostech na radiodiagnostickém oddělení a že může plně nahradit filmový dozimetr.



## 7. Seznam informačních zdrojů

1. CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. Martin: Osveta, 1993. 439 s.  
ISBN:80-217-0571-X
2. Příspěvatelé Wikipedie. *Radiologie* [online], Wikipedie: Otevřená encyklopedie, c2013, datum poslední revize 15. 03. 2013, 06:55 UTC, [citováno 20. 04. 2013]  
<<http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Radiologie&oldid=9935219> >
3. Příspěvatelé WikiSkripta. *Intervenční radiologie* [online], WikiSkripta, c2012, Verze z 20. 10. 2012, 12:05 [citováno 20. 04. 2013]  
<[http://www.wikiskripta.eu/index.php/Intervenční\\_radiologie](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Intervenční_radiologie) >
4. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 11. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
5. ULLMANN, Vojtěch. *Biologické účinky ionizujícího záření: Radiační ochrana*. [online], Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika – astrofyzika – kosmologie – filosofie, [citováno 20. 04. 2013] <<http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>>
6. KOLEKTIV AUTORŮ, Principy a praxe radiační ochrany. Praha: Azin, 2000. 619 s. ISBN:80-238-3703-6
7. ČSN EN 60601-1-3 (364800), *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost – 3. Skupinová norma: Všeobecné požadavky na ochranu před zářením u diagnostických rentgenových zařízení*. Hradec Králové: Technor, 1997. Třídící znak: 364800
8. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 24. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
9. KLIMENT, Karel. Výroční zpráva 2012. Sušice: Nemocnice Sušice, o.p.s., 2012

10. ČESKO. Zákon č. 18 ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých předpisů. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 1997
11. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 4. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
12. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 9. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
13. SINGER, Jan, HEŘMANSKÁ, Jindřiška, *Principy radiační ochrany*. 1. vydání. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2004. 110 s. ISBN:80-7040-708-5
14. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 64. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
15. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 70. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
16. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 71. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
17. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 72. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.

18. ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. [online], Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika – astrofyzika – kosmologie – filosofie, [citováno 20. 04. 2013] <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika6.htm>>
19. ŠEDA, Josef a kolektiv, *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání. Kapitola 2.1. Úvod. Praha: SNTL, 1983. 419 s. Typové číslo: L11-C3-IV-4lf/17832
20. ŠEDA, Josef a kolektiv, *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání. Kapitola 2.2.1. Energetické ztráty nabitých částic při průchodu látkou, kapitola 2.2.3. Interakce neutronů s látkou Praha: SNTL, 1983. 419 s. Typové číslo: L11-C3-IV-4lf/17832
21. ŠEDA, Josef a kolektiv, *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání. Kapitola 2.2.2. Interakce záření  $\gamma$  a X s látkou. Praha: SNTL, 1983. 419 s. Typové číslo: L11-C3-IV-4lf/17832
22. ULLMANN, Vojtěch. *Aplikace ionizujícího záření – jaderné a radiační metody*. [online], Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika – astrofyzika – kosmologie – filosofie, [citováno 20. 04. 2013] <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm> >
23. Příspěvatelé Wikipedie, *Rentgenové záření* [online], Wikipedie: Otevřená encyklopedie, c2013, Datum poslední revize 18. 04. 2013, 15:39 UTC, [citováno 20. 04. 2013] <[http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Rentgenov%C3%A9\\_z%C3%A1r%C5%99en%C3%AD&oldid=10223709](http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Rentgenov%C3%A9_z%C3%A1r%C5%99en%C3%AD&oldid=10223709)>
24. Příspěvatelé WikiSkripta. *Intervenční radiologie* [online], WikiSkripta, c2012, Verze z 27. 1. 2013, 01:43 [citováno 20. 04. 2013] <[http://www.wikiskripta.eu/index.php/Rentgenov%C3%A9\\_z%C3%A1r%C5%99en%C3%AD](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Rentgenov%C3%A9_z%C3%A1r%C5%99en%C3%AD) >
25. ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika – Urychlovače*. [online], Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika – astrofyzika – kosmologie – filosofie, [citováno 20. 04. 2013] <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika5.htm#Urychlovace> >
26. STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Stručný přehled biologických účinků záření*. [online], SÚJB, [citováno 20. 04. 2013] <<http://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/strucny-prehled-biologickyh-ucinku-zareni/>>

27. AUTORSKÝ KOLEKTIV. *Radiobiologie. Deterministické účinky*. Kapitola 7.5.2 [online], Sirdik, [citováno 20. 04. 2013] <<http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola/75/752.html>>
28. ICRP PUBLICATION 103. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Annals of the ICRP. Editor: J. Valentin. Published by Elsevier, 2007
29. ICRP 1934 INTERNATIONAL RECOMMENDATIONS. *1934 International Recommendations for X-Ray and Radium Protection*. Revised by the International X-Ray and Radium Protection Commission at the Fourth International Congress of Radiology, Zürich, July 1934
30. MATZNER, Jan. *Radiační ochrana*. Doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního oboru „Radiologický asistent“. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2011. 46 s.
31. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 60. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
32. ČESKO. Zákon č. 18 ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých předpisů - § 4. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 1997
33. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 18. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
34. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 19. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.

35. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 20. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
36. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 21. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
37. KONEČNÝ, Jiří. *Radiační ochrana I. Doplnkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního oboru „Ochrana obyvatelstva“*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2007. 19 s.
38. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 17. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
39. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Safety Reports Series No. 21. Optimization of Radiation Protection in the Control of Occupational Exposure*. Vienna: IAEA, 2002. 66 s.
40. JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH. *Základy radiační ochrany. Doplnkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „Ochrana obyvatelstva“ studijního oboru „Civilní nouzová připravenost“*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2007. 33 s.
41. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 24. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
42. STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Radiační ochrana. Doporučení. Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření. Část I. – zevní ozáření*. SÚJB, říjen 2007. 42s.

43. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 75. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
44. ČESKO. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307 ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499 ze dne 6. prosince 2005, a vyhlášky č. 389 ze dne 16. listopadu 2012 - § 16. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2002.
45. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE. Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská. Katedra dozimetrie a ionizujícího záření /K14116. *Co je dozimetrie?* [online] ČVUT FJFI 2001 - 2004 [citováno 20. 04. 2013]  
<<http://www.fjfi.cvut.cz/DesktopDefault.aspx?ModuleId=1544>>
46. SINGER, Jan. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. 67 s. ISBN:80-7040-752-2
47. AUTORSKÝ KOLEKTIV. *Radiobiologie. Filmová dozimetrie*. Kapitola 1.6.3 [online], Sirdik, [citováno 20. 04. 2013]  
<<http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/16/163.html>>
48. CELOSTÁTNI SLUŽBA OSOBNÍ DOZIMETRIE, s.r.o. Typy dozimetrů. [online], CSOD, s.r.o., [citováno 20. 04. 2013] <<http://www.csod.cz/dozimetry/>>
49. HAVRÁKOVÁ, R., HAVRÁNEK, J., KARDA, L., NAVRÁTIL, L. a BREHOVSKÁ L. *Elektronická osobní dozimetrie jako prostředek ochrany osob při zásahu složek integrovaného záchranného systému*. [online], The Science for Population Protection, 2012, roč. 4, č. 3. [citováno 20. 04. 2013]  
<[http://www.population-protection.eu/attachments/043\\_vol4n3\\_havrankova\\_havranek\\_karda\\_navratil\\_brehovska.pdf](http://www.population-protection.eu/attachments/043_vol4n3_havrankova_havranek_karda_navratil_brehovska.pdf)>
50. AUTORSKÝ KOLEKTIV. *Radiobiologie. Elektronická dozimetrie*. Kapitola 1.6.6 [online], Sirdik, [citováno 20. 04. 2013]  
<<http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/16/166.html>>

51. AUTORSKÝ KOLEKTIV. *Radiobiologie. Veličiny používané v radiační ochraně.* Kapitola 1.5.5 [online], Sirdik, [citováno 20. 04. 2013]  
<<http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/155.html>>
52. MGP INSTRUMENTS SA. *Elektronicky osobní dozimetr DMC 2000 X/S/XB.* Uživatelská příručka. France: Lamanon, 2006
53. SVOBODOVÁ, Hana, SKUPINA PRO TVORBU STANDARDŮ. Standard č. 62: Harmonogram práce radiodiagnostického oddělení. Sušice: Nemocnice Sušice, o.p.s., 2012
54. SVOBODOVÁ, Hana, SKUPINA PRO TVORBU STANDARDŮ. Standard č. 67: Používání ochranných pomůcek pro radiodiagnostické oddělení. Sušice: Nemocnice Sušice, o.p.s., 2012

## **SEZNAM TABULEK:**

Tabulka 1: hodnoty odečtené z elektronického dozimetru pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).

Tabulka 2: skutečné naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).

Tabulka 3: hodnoty odečtené z elektronického dozimetru pro osobní dávkový ekvivalent  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).

Tabulka 4: skutečné naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).

Tabulka 5: skutečné naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).

Tabulka 6: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc červen (v mSv).

Tabulka 7: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc červenec (v mSv).

Tabulka 8: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc srpen (v mSv).



Tabulka 9: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc září (v mSv).

Tabulka 10: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc říjen (v mSv).

Tabulka 11: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc listopad (v mSv).

Tabulka 12: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro měsíc prosinec (v mSv).

Tabulka 13: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 1 (v mSv).

Tabulka 14: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 2 (v mSv).

Tabulka 15: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 3 (v mSv).

Tabulka 16: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 4 (v mSv).

Tabulka 17: naměřené hodnoty osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  elektronickými dozimetry a osobního dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  naměřeného filmovým dozimetrem pro pracovníka č. 5 (v mSv).

Tabulka 18: naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce, naměřené filmovými dozimetry a jejich suma (v mSv).

Tabulka 19: kolektivní dávka  $S$  osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé měsíce a celková suma kolektivních dávek za 7 měsíců, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).

Tabulka 20: kolektivní dávka  $S$  osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé měsíce a celková suma kolektivních dávek za 7 měsíců, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).

Tabulka 21: suma osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a celková suma všech pracovníků, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).

Tabulka 22: suma osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a celková suma všech pracovníků, včetně přirozeného i umělého pozadí (v mSv).

Tabulka 23: hodnota dávkového ekvivalentu  $H_p(10)$  a  $H_S(0,07)$  pro pozadí pro jednotlivé měsíce, jejich suma, průměrné pozadí a směrodatná odchylka (v mSv).

## SEZNAM OBRÁZKŮ:

Obrázek 1: uspořádání kompenzačních filtrů.

Obrázek 2: grafické znázornění naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).

Obrázek 3: grafické znázornění naměřené hodnoty pro osobní dávkový ekvivalent  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky a jednotlivé měsíce (v mSv).

Obrázek 4: vlevo oskenovaný film pracovníka z nemocnice Sušice, dále filmy pracovníků z jiné nemocnice za období říjen 2012.

Obrázek 5: grafické znázornění kolektivní dávky  $S$  osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé měsíce, včetně přirozeného i umělého pozadí.

Obrázek 6: grafické znázornění kolektivní dávky  $S$  osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé měsíce, včetně přirozeného i umělého pozadí.

Obrázek 7: grafické znázornění sumy osobních dávkových ekvivalentů  $H_p(10)$  pro jednotlivé pracovníky, včetně přirozeného i umělého pozadí.

Obrázek 8: grafické znázornění sumy osobních dávkových ekvivalentů  $H_S(0,07)$  pro jednotlivé pracovníky, včetně přirozeného i umělého pozadí.