



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Studies

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

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích  
Zdravotně sociální fakulta  
Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

## Diplomová práce

# Radiační zátěž osob pracujících v riziku ionizujícího záření ve Fakultní nemocnici Plzeň

Vypracoval: Bc. Radka Ulčová  
Vedoucí práce: prof. Dr.rer.nat. Friedo ZÖLZER

České Budějovice 2014



## Abstrakt

Diplomová práce na téma „Radiační zátěž osob pracujících v riziku ionizujícího záření ve Fakultní nemocnici Plzeň“ je rozdělena na dvě části. První se zabývá analýzou osobních efektivních dávek pracovníků v období let 2009-2013, druhá měřením sekundárního záření vznikajícího po aktivaci kolimačních systémů lineárních urychlovačů.

Úvodní část teoretické práce je věnována historii radiologie. V další části práce jsou shrnuty informace o zdrojích ionizujícího záření, jeho charakteristice, vlastnostech, způsobech interakce s prostředím a biologických účincích na organismus. V části práce věnované radiační ochraně je uvedena základní legislativa vztahující se k danému tématu. Radiační ochrana pracovníků se zdroji ionizujícího záření v České republice vychází zejména ze zákona 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a vyhlášky Státního ústavu pro jadernou bezpečnost 307/2002 Sb., o radiační ochraně. Dále jsou zde uvedeny dávkové limity a základní informace o osobní dozimetrii, na konci teoretické části jsou podány informace o možnostech ochrany pracovníků a poskytované zdravotní péči.

Ke zpracování práce byly využity literárních zdroje, internetové odkazy, platné právní předpisy a údaje z databáze Státního ústavu pro jadernou bezpečnost týkající se dat záznamů osobních dozimetrů v uvedeném období.

V práci byly stanoveny dva cíle, prvním bylo porovnat radiační zátěž ve Fakultní nemocnici Plzeň. Analýza se týkala celkem 579 osob, po uspořádání do přehledných tabulek a rozdělení pracovníků do skupin podle druhu vykonávaných výkonů a profese bylo provedeno srovnání indikátorů střední hodnoty, potvrzující hypotézu o větší radiační zátěži pracovníků provádějících intervenční výkony. Pro porovnání vývoje dávek byl následně proveden dvojvýběrový t-test hodnot z let 2009 a 2013, který prokázal účinnost prováděných radiačních opatření ve Fakultní nemocnici a pokles obdržených dávek záření zaměstnanců za uvedené období.

Druhým cílem bylo prokázat nebo vyvrátit hypotézu o tom, že vznikající sekundární záření kolimačních systémů je sice měřitelné, ale jeho hodnoty nejsou



dostačující na to, aby byly detekovány osobními dozimetry. Za účelem naplnění tohoto cíle bylo provedeno měření na Onkologicko-radiologické klinice FN Plzeň. První měření bylo zaměřeno na zjištění závislosti dávky na čase při různých energiích, druhé porovnávalo závislost dávky na vzdálenosti od roviny kolimátoru a poslední sledovalo počet expozic do nasycení destiček kolimátoru, kdy se nebude dávka zvyšovat. Všechny získané výsledky byly uspořádány do přehledných tabulek a graficky zobrazeny. Výsledkem výzkumu bylo potvrzení hypotézy. Vznikající sekundární záření je při použití vysokoenergetických přístrojů těsně pod hranicí možností osobních dozimetrů záření detekovat. Na základě výsledků šetření vyplynulo doporučení častého střídání obsluhy přístrojů.

Klíčová slova: ionizující záření, radiační ochrana, osobní dozimetrie, sekundární záření, kolimační systém, lineární urychlovač.



## Abstract

The diploma thesis on “Radiation exposure of persons working at risk of ionising radiation at the Pilsen University Hospital” is divided into two parts. The first analyses personal effective doses of the employees of the Pilsen University Hospital in 2009–2013, and the second focuses on measurements of secondary radiation created after the activation of collimator systems of linear accelerators.

The introduction of the theoretical part discusses the history of radiology, followed by a summary of information on the sources of ionising radiation, its characteristics, properties, methods of interaction with the environment and biological effects on organisms. The chapter on radiation protection focuses on basic legislative regulations relevant to the topic. In the Czech Republic, radiation protection of people working with sources of ionising radiation is mostly based on Act No. 18/1997 Coll., on peaceful uses of nuclear energy, and Regulation of the State Office for Nuclear Safety No. 307/2002 Coll., on radiation protection. The thesis also lists dose limits and basic information about personal dosimetry, and the theoretical section is concluded with information on the methods of protecting personnel and on provided healthcare.

The thesis uses as its sources primary literature, internet links, current legislation and data from the database of the State Office for Nuclear Safety on records from personal dosimeters in the analysed period.

The thesis had two objectives. The first was to compare levels of exposure at the Plzeň University Hospital. The analysis involved 579 persons in total; after arranging the data into tables and dividing employees into groups by the type of tasks they perform and their job, it was possible to compare median value indicators, confirming the hypothesis that persons carrying out intervention tasks are exposed to more ionising radiation. In order to compare the development of doses over time, a double-selection t-test was performed on data from 2009 and 2013, confirming the effectiveness of anti-radiation measures adopted at the University Hospital and a reduction in the exposure of employees in this period.



The second objective was to confirm or deny the hypothesis that secondary radiation created by collimator systems, while measurable, is not sufficiently large to be detected by personal dosimeters. In order to achieve this objective, measurements were carried out at the Oncology and Radiology Clinic of the Pilsen University Hospital. The first measurements tried to determine the relationship between dose and time at various levels of energy, the second compared the relationship between dose and distance from the collimator plane and the third monitored the number of exposures until the collimator plates are saturated and dose is no longer increased. All results were arranged in tables and projected in charts. The results of the research confirmed the hypothesis that secondary radiation created during the use of high-energy equipment is just below the detection limits of personal dosimeters. For this reason, it is recommended to frequently rotate personnel working with the equipment.

Keywords: ionising radiation, radiation protection, personal dosimetry, secondary radiation, collimator system, linear accelerator.



## **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 31.7.2014

Bc. Radka Ulčová



## **Poděkování**

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu práce prof. Dr.rer.nat. Friedo Zölzerovi za odborné vedení diplomové práce, RNDr. Blance Šedivé, Ph.D. a docentovi RNDr. Přemyslovi Záškodnému CSc. za poskytnutí cenných rad při zpracování statistických údajů. Dále děkuji Ing. Františkovi Mourycovi z Onkologicko-radioterapeutické kliniky FN Plzeň za pomoc při provádění měření, odborné konzultace a trpělivost, kterou mi po celou dobu zpracování diplomové práce věnoval a v neposlední řadě Ing. Tomášovi Pokornému, Ph.D. za poskytnutí nezbytných dat.

# Obsah

Úvod.....	13
<b>1 Teoretická část.....</b>	<b>15</b>
1.1 Počátky radiologie.....	15
1.2 Vlastnosti a zdroje ionizujícího záření.....	16
1.2.1 Charakteristika ionizujícího záření.....	16
1.2.2 Druhy ionizujícího záření.....	16
1.2.3 Zdroje ionizujícího záření.....	18
1.2.3.1 Přírodní zdroje.....	18
1.2.3.2 Umělé zdroje.....	19
1.2.4 Interakce záření s prostředím.....	20
1.2.4.1 Interakce přímo ionizujícího záření.....	20
1.2.4.2 Interakce nepřímo ionizujícího záření.....	21
1.3 Biologické účinky.....	23
1.3.1 Buněčný cyklus a dělení buňky.....	23
1.3.2 Účinky záření.....	25
1.3.2.1 Charakteristika působení záření na živý organismus.....	25
1.3.2.2 Tvorba reaktivních radikálů a jejich působení na buňky.....	26
1.3.2.3 Molekulární změny.....	27
1.3.2.4 Zdravotní účinky radiační expozice.....	28
1.3.3 Radiosenzitivita buněk.....	31
1.3.4 Biodozimetrie.....	32
1.3.4.1 Hematologické testy.....	32
1.3.4.2 Vyšetření chromozomálních změn.....	33
1.3.4.3 Vyšetření změn DNA.....	33
1.3.4.4 Detekce mutací.....	34
1.3.4.5 Detekce dlouhodobých radikálů.....	34
1.4 Radiační ochrana.....	34
1.4.1 Legislativní požadavky.....	34
1.4.2 Koncepce a principy radiační ochrany.....	36



1.4.3 Dávkové limity.....	38
1.4.4 Radiační monitorování.....	40
1.4.4.1 Základní sledované veličiny při radiačním monitorování.....	41
1.4.4.2 Osobní dozimetrie.....	44
1.4.5 Ochrana pracovníků.....	46
1.4.6 Zdravotní péče o pracovníky se zdroji ionizujícího záření.....	47
<b>2.Hypotézy a metodika výzkumu.....</b>	<b>48</b>
2.1 Hypotézy.....	48
2.2 Metodika výzkumu.....	48
2.2.1 Analýza záznamů osobních dozimetrů.....	48
2.2.2 Měření sekundárního záření kolimačního systému.....	51
<b>3. Výsledky.....</b>	<b>53</b>
3.1 Analýza záznamů osobních dozimetrů.....	53
3.2 Měření sekundárního záření kolimačního systému.....	63
<b>4. Diskuze.....</b>	<b>67</b>
<b>Závěr.....</b>	<b>72</b>
<b>Seznam použitých zdrojů.....</b>	<b>75</b>
<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>80</b>
<b>Seznam tabulek.....</b>	<b>81</b>
<b>Seznam grafů.....</b>	<b>82</b>
<b>Seznam příloh.....</b>	<b>83</b>
<b>Přílohy.....</b>	<b>84</b>

## Seznam použitých zkratek

ALARA	- as low reasonably achievable
ARO	- anesteziologické oddělení
Be	- beryllium
C	- uhlík
°C	- stupeň Celsia
cm	- centimetr
Bq	-becquerel
ČR	- Česká republika
D	- dávkový příkon
DNA	- deoxyribonukleová kyselina
E	- efektivní dávka
FISH	- fluorescenční in situ hybridizace
FN	- Fakultní nemocnice
Gy	- Gray
H	- vodík
H <sub>a</sub>	- alternativní hypotéza
H <sub>0</sub>	- nulová hypotéza
H <sub>p</sub>	- osobní dávkový ekvivalent
H <sub>T</sub>	- ekvivalentní dávka
CHIRO	- chirurgické oddělení
ICRP	- International Commission on Radiological Protection
ICRU	- International Commission on Radiological Units
IZ	- ionizující záření
K	- draslík
keV	- kiloelektrovolt
kg	- kilogram
KZM	- klinika zobrazovacích metod
max	- maximální
MBq	- megabecquerel

MeV	- megaelektrovolt
min	- minimální
mm	- milimetr
mSv	- milisievert
MV	- megavolt
MU	- monitorovací jednotka
Na	- sodík
NCH	- neurochirurgické oddělení
NM	- oddělení nukleární medicíny
NV	- nařízení vlády
μSv	- mikrosievert
OH	- hydroxylová skupina
ONKO	- onkologické oddělení
ORTO	- ortopedické oddělení
OSL	- opticky simulovaný dozimetr
Pb	- olovo
PCC	- Preamature chromosome condensation (urychlená kondenzace chromozomů)
Ra	- radium
Rb	- rubidium
Rn	- radon
RNA	- ribonukleová kyselina
RP	- radiační pracovník
RTGB	- radioterapeutické oddělení
s	- sekunda
Sb.	- sbírka zákonů
SUJB	- Státní ústav jaderné bezpečnosti
SURO	- Státní úřad radiační ochrany
SZU	- Státní zdravotní ústav
T	- testová statistika
t	- kritická hodnota

tj. - to je  
TLD - termoluminiscenční dozimetr  
TNF - tumor nekrotizující faktor  
Th - thorium  
tzv. - tak zvaný  
U - uran  
URO - urologické oddělení  
 $W_R$  - radiační váhový faktor  
 $W_T$  - tkáňový váhový faktor

## Úvod

Rozvoj radiační ochrany nastal krátce po objevení paprsků X na konci 19. století. Již v roce 1896 byly popsány první případy poškození rukou popálením, v roce 1902 byl zaznamenán první případ nádorového onemocnění spojovaného právě s působením ionizujícího záření. V následujících letech počty poškozených stouply, jednalo se zejména o lékaře, pacienty a pracovníky podílející se na výrobě svítících barev, do nichž byla přidávána radioaktivní látka. Tyto skutečnosti vedly k tomu, že byla přijata první doporučení vztahující se k omezení dávek. K dalšímu velkému rozvoji došlo po druhé světové válce, na základě epidemiologických studií po použití jaderných zbraní v Hirošimě a Nagasaki, byly učiněny poznatky o stochastických a deterministických účincích záření.<sup>(1)</sup>

V České republice je v současné době výkonem státního dozoru nad radiační ochranou pověřen Státní ústav jaderné bezpečnosti, který vznikl v roce 1995. Základním legislativním dokumentem v této oblasti je zákon 18/1995 Sb., o mírovém využití jaderné energie a ionizujícího záření, který dává úřadu velké kompetence.

Cílem následující práce je vyhodnotit záznamy osobních dozimetrů, porovnat efektivní dávky všech pracovníků pracujících v riziku ionizujícího záření, kteří ve Fakultní nemocnici Plzeň pracovali v období let 2009-2013 a zhodnotit jejich radiační zátěž, včetně potenciálního rizika ozáření sekundárním zářením vznikajícího aktivací kolimačních systémů lineárních urychlovačů, které nemusí být detekovatelné osobními dozimetry. Téma práce jsem zvolila, protože pracuji na Klinice pracovního lékařství a poskytujeme pracovníčům lékařskou péči kromě jiného i výše zmiňovaných pracovníkům a data v tomto rozsahu nebyla zpracována.

V úvodu práce je stručně shrnuta historie radiologie, v dalších částech popsány charakteristické vlastnosti a způsoby interakce ionizujícího záření s prostředím, jeho druhy, biologické účinky na organismus. Kapitola o radiační ochraně obsahuje základní legislativní požadavky pro nakládání s radioaktivními látkami, popisuje možnosti ochrany před zářením a způsoby jeho detekce. Diplomová práce je zpracována metodou kvantitativního výzkumu, porovnání průměrných dávek mezi jednotlivými soubory bylo provedeno pomocí deskriptivní statistiky, k vyjádření rozdílu v obdržených dávkách

na začátku a konci sledovaného období byl použit dvojitý t-test a vývoj dávek vyjádřen pomocí lineární regresní křivky. Výsledky jsou uspořádány do tabulek a grafů. V části nazvané diskuze jsou přesněji popsány výstupy z jednotlivých měření a analýz. V závěru práce jsou vyhodnoceny zjištěné údaje a konstatování, zda byly či nebyly potvrzeny stanovené hypotézy. Práce je doplněna přílohami.

# 1. TEORETICKÁ ČÁST

## 1.1 Počátky radiologie

Za počátek radiologie lze považovat objev X paprsků (rentgenového záření) profesora Wilhelma Conrada Roentgena v roce 1895. Záření X bylo prvním poznaným druhem ionizujícího záření a velice rychle se dostalo do centra pozornosti fyziků i lékařů. Rentgenka se stala součástí laboratoří i ordinací a velmi brzy se zrodila potřeba radiační ochrany. Další objev v oblasti ionizujícího záření na sebe nedal dlouho čekat, již v roce 1896 zveřejnil profesor Antoine Henri Becquerel zjištění, že soli uranu vysílají neznámé paprsky, které způsobují zčernání fotografické emulze a ionizaci vzduchu. Becquerel zkoumal luminiscenci, ale zjistil, že objevené paprsky luminiscenční charakter nemají, že jsou vnitřní vlastností solí. Na jeho výzkumy navázali Pierre a Marie Curierovi, kteří tento jev pojmenovali radioaktivitou. Ještě na přelomu století bylo zjištěno, že radioaktivní látky emitují tři druhy záření, které začaly být označovány  $\alpha$ ,  $\beta$  a  $\gamma$ . V roce 1919 byla objevena jaderná reakce, jejíž podrobnější studium vyústilo v roce 1932 v objev neutronu (J. Chadwick) a k produkci prvních umělých radionuklidů v roce 1934 (F. a I. Joliot-Curierovi). Radionuklid, který vznikl jako výsledek výzkumu manželů Joliot-Curierových je zářič  $\beta^+$  - další dosud neznámý typ radioaktivní přeměny  $\beta$ . Počátkem třicátých let začal vývoj urychlovačů nabitých částic a jejich prudký vývoj, zejména po 2. světové válce a rozšířil dostupné druhy energie záření. Současně s rozvojem poznání vlastností záření rostla i potřeba ochrany před jeho negativními účinky. Již v roce 1925 byla na 1. Mezinárodním radiologickém kongresu ustavena Mezinárodní komise pro radiologické jednotky (International Commission on Radiological Units, ICRU), která se zabývala otázkami radiačních měření a standardizací v radiobiologii a na dalším radiologickém kongresu v roce 1928 byla zřízena Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (International Commission on Radiological Protection, ICRP). Činnost komisí není omezena jen na medicínskou radiologii, jejich doporučení představují v jednotlivých státech podklady pro tvorbu předpisů a zákonných norem. Jsou důležitým sjednocujícím prvkem v celosvětovém měřítku.<sup>(1,2)</sup>

## 1.2 Vlastnosti a zdroje ionizujícího záření

### 1.2.1 Charakteristika ionizujícího záření

Ionizujícím zářením nazýváme takové záření, jehož kvanta mají natolik vysokou energii, že jsou schopna vyrážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat. Pro běžné druhy záření (fotonové, elektronové a alfa) se za energetickou hranici ionizujícího záření uvádí energie 5 keV. Atomy jsou tvořeny kladně nabitým atomovým jádrem, obsahujícím kladně nabité protony a neutrony bez elektrického náboje a záporně nabitým elektronovým obalem. Počet protonů je vyjádřen atomovým číslem a jednoznačně určuje prvek, k němuž atom přísluší. Celkový počet protonů a neutronů v jádře charakterizuje jeho hmotnost a nazývá se hmotnostní (nukleonové) číslo. Skupiny atomů, které mají v jádře stejný počet protonů i neutronů se nazývají nuklidy. Jako izotopy daného prvku označujeme atomy, které mají stejné atomové číslo, ale liší se počtem neutronů, mají stejné chemické vlastnosti, ale odlišné vlastnosti jaderné. Nuklidy můžeme rozdělit do dvou skupin - na stabilní, s nekonečnou dobou života a nestabilní, které podléhají samovolné radioaktivní přeměně, tzv. radionuklidy. Cílem radioaktivní přeměny je snížit energii jádra a tím získat jeho stabilitu. Radioaktivní přeměna je provázena emisí částic, kvanta elektromagnetického záření nebo zachycením elektronu z elektronového obalu. Přeměnou uvolněné částice nebo fotony elektromagnetického záření mají schopnost při kontaktu s okolím vyvolávat ionizaci nebo excitaci atomů. <sup>(3, 4)</sup>

### 1.2.2 Druhy ionizujícího záření

Ionizující záření se rozděluje na dvě základní skupiny:

1. Záření přímo ionizující, jehož kvanta mají elektrický náboj a přímo vyrážejí nebo vytrhávají Coulombickými elektrickými silami elektrony z atomů, mezi ně patří záření  $\alpha$ ,  $\beta^+$ ,  $\beta^-$  a protonové záření.



2. Záření nepřímo ionizující, jehož kvanta nejsou elektricky nabitá, svou energii předávají v látce nabitým částicím a ty potom přímými účinky látku ionizují, do této skupiny patří záření  $\gamma$ , rentgenové a neutronové.

Zdrojem záření  $\alpha$  je rychle letící svazek helia. Částice je tvořena dvěma protony a dvěma neutrony, je kladně nabitá, proto interaguje s elektrickým i magnetickým polem. Částice  $\alpha$  při průchodu prostředím silně ionizuje i excituje a zároveň rychle ztrácí svou energii. Dosah záření  $\alpha$  je ve vzduchu pouze několik milimetrů, ve vodě pouze zlomky milimetrů, k odstínění vnějšího ozáření stačí list papíru. Při dopadu na kůži se absorbuje již v horních vrstvách pokožky, neproniká do hlubších vrstev, proto při vnějším ozáření kromě oka není nebezpečné. Při vnitřní kontaminaci se však energie částic absorbuje v malém objemu tkáně a způsobuje velké poškození. <sup>(3,5,6)</sup>

Záření  $\beta$  je tvořeno proudem záporně nabitých elektronů ( $\beta^-$ ) nebo kladně nabitých pozitronů ( $\beta^+$ ). Částice nesou elektrický náboj, jejich pohyb může být ovlivněn elektrickým polem. Pronikavost záření  $\beta$  je větší než u částic  $\alpha$ , k odstínění se používají materiály s vyšší hustotou, například hliník. Dosah záření je ve vzduchu až několik metrů, v měkké tkáni milimetry až centimetry. Stejně jako u záření  $\alpha$  představuje riziko poškození organismu zejména vnitřní kontaminace. <sup>(3, 5, 6)</sup>

Záření  $\gamma$  je elektromagnetické vlnění s velmi krátkou vlnovou délkou, vzniká při radioaktivním rozpadu, často současně se zářením  $\alpha$  nebo  $\beta$ . Při průchodu látkou narážejí fotony záření do atomů, vyrazejí z nich elektrony, kterým předávají energii dostatečnou k tomu, aby byly schopny dále ionizovat prostředí. Dosah záření ve vzduchu je několik set metrů, v pevných materiálech pouze desítky centimetrů. <sup>(3)</sup>

Dalším druhem záření je rentgenové. Vzniká v elektronovém obalu interakcí elektronů s hmotou, zdrojem záření jsou rentgenky, jejichž princip je popsán níže. Jedná se opět o elektromagnetické vlnění s velmi krátkou vlnovou délkou. V rentgenkách vznikají dva druhy záření: charakteristické rentgenové a brzdné. Charakteristické vzniká po dopadu elektronů na povrch kovu, jejichž vysoká energie uvolní elektrony z vnitřních slupek elektronového obalu atomu. Při návratu atomu do původního stavu dosahuje rentgenové záření pouze určitých vlnových délek, které odpovídají uspořádání

elektronového obalu. Brzdné záření vzniká, pokud se primární elektron letící od katody rentgenky dostane do blízkosti atomového jádra anody, jeho dráha se v důsledku coulombovských sil zakřiví a zároveň prudce sníží. Kinetická energie, kterou při zabrzdění elektron ztratí, se přemění na foton rentgenového záření o odpovídající energii. <sup>(3,5)</sup>

Neutronové záření je proudem rychle letících neutronů s vysokou pronikavostí, která je dána tím, že nenesou elektrický náboj a neztrácejí energii přímou ionizací, protože reaguje pouze s atomovými jádry. K odstínění neutronového záření se používají materiály obsahující vodík. <sup>(7)</sup>

### **1.2.3 Zdroje ionizujícího záření**

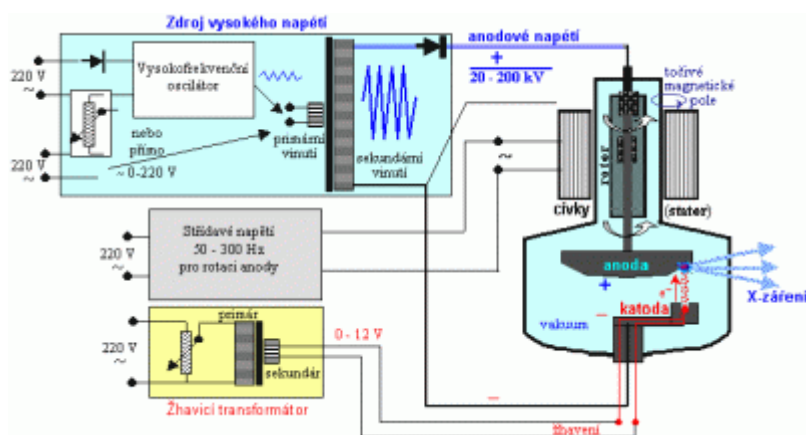
#### ***1.2.3.1 Přírodní zdroje***

Mezi přírodní zdroje ionizujícího záření patří kosmické záření a přírodní radionuklidy. Kosmické záření má tři složky: galaktickou, sluneční a radiační pásy. Galaktické záření pochází z hlubokých oblastí vesmíru, zdrojem slunečního záření jsou sluneční erupce a radiační, tzv. van Allenovy pásy, které jsou tvořeny protony a elektrony zachycenými magnetickým polem Země. Po vstupu do atmosféry reagují částice kosmického záření s přítomnými částicemi. K zemskému povrchu proniká zejména tzv. sekundární složka kosmického záření, vznikající interakcí primárních fotonů. Přírodní radionuklidy se podle původu rozdělují na radionuklidy kosmogenní, primordiální a vznikající v sekundárních přeměnových řadách. Kosmogenní radionuklidy vznikají průběžně v jaderných reakcích při interakci kosmického záření se stálými prvky vnějšího obalu Země, patří mezi ně izotopy  $^{14}\text{C}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $^7\text{Be}$ ,  $^{22}\text{Na}$  a další. Primordiální radionuklidy  $^{238}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$ ,  $^{232}\text{Th}$ ,  $^{40}\text{K}$ ,  $^{87}\text{Rb}$ , vznikly v raných stádiích vesmíru a díky dlouhému poločasu rozpadu se na Zemi vyskytují v dosud významném množství. Z radionuklidů vznikajících v přeměnových řadách je nejvýznamnější  $^{226}\text{Ra}$  a z něho vznikající plyn  $^{222}\text{Rn}$  s řadou dceřiných produktů. <sup>(5)</sup>

### 1.2.3.2 Umělé zdroje

Do skupiny umělých zdrojů ionizujícího záření zahrnujeme rentgenky, urychlovače nabitých částic, umělé radionuklidy a jaderné reaktory.

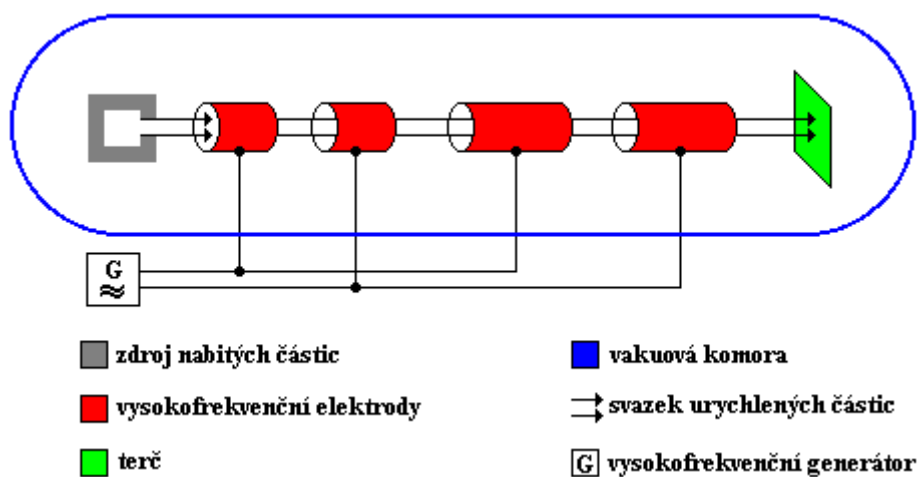
Princip rentgenky byl objeven již koncem 19. století. Jedná se o vakuovou trubici, ve které je umístěna katoda a anoda, nejčastěji vyrobená z wolframu. Na katodu je přiváděno vysoké napětí (desítky až stovky keV), které způsobí rozžhavení vlákna katody na teplotu okolo 2000°C. Rozžhavená katoda uvolňuje elektrony, které jsou elektrickým polem přitahovány k anodě, čímž získávají značnou kinetickou energii. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, část energie (1%) se přemění na charakteristické záření X a brzdné záření, které vychází z trubice ven. Zbytek kinetické energie se po dopadu na anodu přemění na energii tepelnou, která se silně zahřívá, proto musí být chlazena. K chlazení se používá rotace rentgenky nebo voda. <sup>(3)</sup>



Obrázek 1: Princip rentgenky.<sup>(3)</sup>

Pro získání vyšší energie záření X lze využít složitějších urychlovačů částic. Podle tvaru dráhy urychlených částic se mohou rozdělovat na cyklické a lineární. Dráha urychlených částic pomocí cyklického urychlovače má tvar kružnice nebo spirály a podle toho se označují betatron, cyklotron. V lineárním urychlovači mají dráhy částic podobu přímky. V medicíně se v současnosti využívají především lineární urychlovače.

Jsou tvořeny dlouhou urychlovací trubicí, která obsahuje řadu válcových elektrod, mezi nimiž jsou částice urychlovány pomocí elektrostatického pole. V okamžiku, kdy je částice uvnitř elektrody (nepůsobí na ni elektrostatické pole) dojde k přepólování, které je nutné proto, aby byla částice neustále přitahována k opačně nabitě elektrodě. Pokud by se polarita elektrod neměnila docházelo by k brždění částic, které je nežádoucí. Lineární urychlovače mohou být elektrostatické nebo vysokofrekvenční, podle typu urychlovaných částic je dále rozdělujeme urychlovače elektronové, protonové, lehkých nebo těžkých iontů. <sup>(5,6)</sup>



Obrázek 2: Schéma lineárního urychlovače <sup>(6)</sup>

Umělé radionuklidy vznikají v urychlovacích částic a jaderných reaktorech porušením rovnovážné konfigurace, změnou počtu protonů nebo neutronů.

## 1.2.4 Interakce záření s prostředím

### 1.2.4.1 Interakce přímo ionizujícího záření

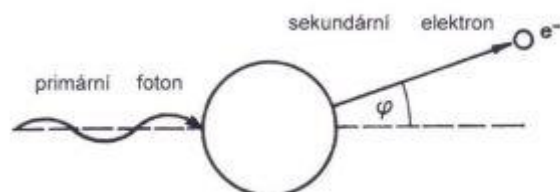
Při průchodu záření  $\alpha$  dochází k excitaci a ionizaci atomů. Excitace je proces, během něhož dojde po předání energie (srážkou nebo pohlcením fotonu) k přechodu elektronu na vyšší energetickou dráhu. Atom se krátkodobě nachází ve vybuzeném stavu, při návratu zpět na původní hladinu se energie vyzáří ve formě fotonu

elektromagnetického záření. Pokud elektron získá dostatečně velkou energii na to, aby se uvolnil z vazby atomu, vzdálí se od něj a dochází k ionizaci atomu, rozdělení na záporný elektron a kladný iont. Uvolněný elektron může mít dostatek energie k tomu, aby vyrazil z vazby další elektron, a tím dojde k sekundární ionizaci. Při ionizaci a excitaci dochází k velmi rychlé ztrátě kinetické energie a proto je dosah těchto interakcí v prostředí malý. Částice  $\beta$  jsou ve srovnání s částicemi  $\alpha$  malé a lehké a proto jsou rozptylovány s malými ztrátami, jejich dosah závisí na energii. Při průchodu prostředím ztrácejí svou energii ionizací a v důsledku brzděného záření. Při průchodu pozitronů dochází k tzv. anihilaci. Pozitron se spojí s elektronem a vzniknou dva fotony záření  $\gamma$  s energií 511 keV, které z místa odlétnou opačnými směry. <sup>(3,5)</sup>

#### 1.2.4.2 Interakce nepřímo ionizujícího záření

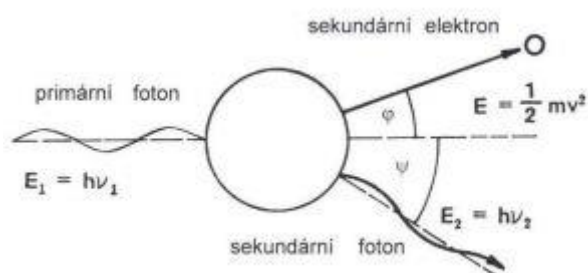
Do této skupiny patří záření gama, neutronové a rentgenové. Všechny tyto druhy záření nemají elektrický náboj, svou kinetickou energii v látce předávají elektricky nabitým částicím, které atom přímými účinky dále ionizují. Gama záření je tvořeno fotony elektromagnetického záření, ty při průchodu prostředím způsobí uvolnění elektronů a vyvolají sekundární ionizaci. K interakci dochází pomocí fotoefektu, Comptonovým rozptylem nebo tvorbou elektron – pozitronových párů. <sup>(5)</sup>

Při fotoefektu předává foton záření všechnu energii elektronu na vnitřní slupce atomu. Místo po uvolněném elektronu je okamžitě zaplněno elektronem z vyšší slupky a přebytek energie je vyzářen v podobě fotonu, který má malou energii a proto je většinou zcela pohlcen okolím. Pravděpodobnost vzniku fotoefektu se zmenšuje s rostoucí energií gama záření a roste s protonovým číslem atomu. <sup>(3)</sup>



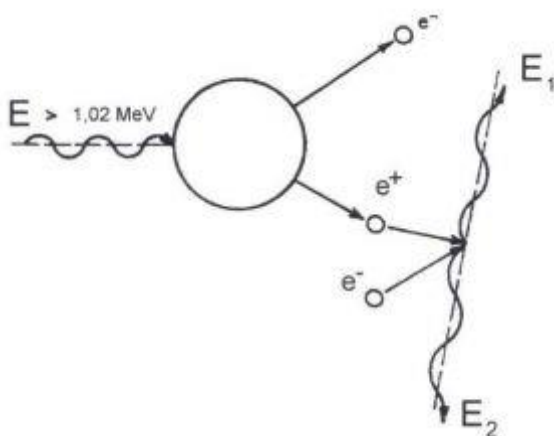
Obrázek 3: Vznik fotoefektu. <sup>(3)</sup>

Při Comptonově rozptylu dochází k interakci fotonů  $\gamma$  záření se slabě vázanými elektrony na vnějších slupkách obalu atomu. Foton předává pouze část energie volnému elektronu, uvede ho do pohybu a sám dále pokračuje s nižší energií v pohybu, ale jiným směrem.<sup>(3)</sup>



Obrázek 4: Comptonův rozptyl.<sup>(3)</sup>

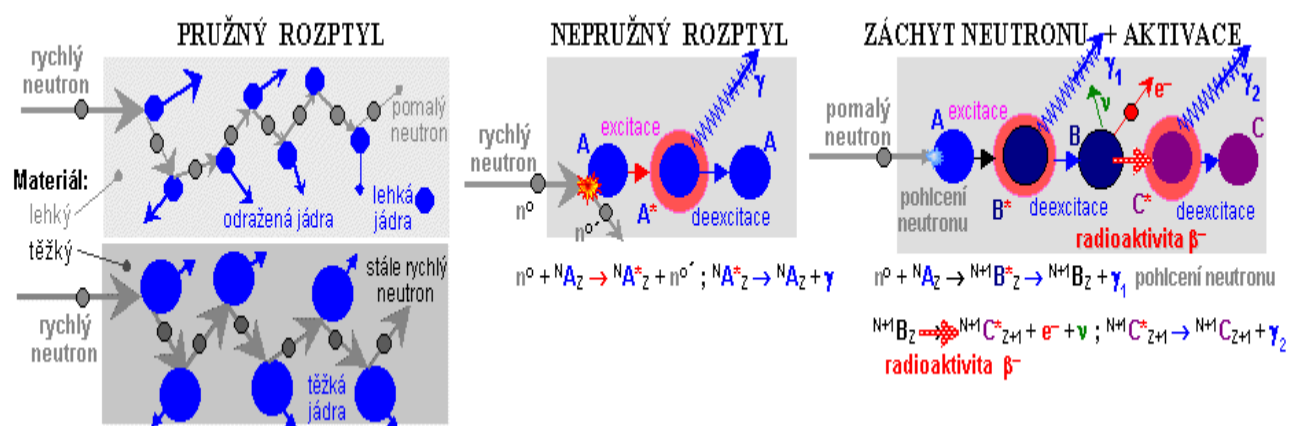
Pokud je energie fotonu větší než 1,02 MeV, může dojít k vytvoření elektron-pozitronového páru, v tomto případě se v blízkosti jádra nebo jiné částice přemění energie elektromagnetického záření na elektron a pozitron. Vzniklé částice dále ztrácejí svou kinetickou energii ionizací a excitací.<sup>(3)</sup>



Obrázek 5: Tvorba elektron-pozitronových párů.<sup>(3)</sup>

Neutronové záření interaguje s prostředím jiným způsobem, a to pomocí pružného nebo nepružného rozptylu, radiačním záchytem, jadernou reakcí nebo štěpením těžkých

jader. Při pružném rozptylu po srážce částic zůstává zachována část kinetické energie, pohyb částic se zpomalí a dojde ke změně směru pohybu částic. U nepružného rozptylu se naopak kinetická energie nezachová, dojde k dočasnému záchytu neutronu, který může být následně buď emitován z jádra ven, nebo odražené jádro zůstane v excitovaném stavu. Při radiačním záchytu je neutron absorbován jádrem, zvýší se nukleonové číslo a energetická hladina, při přechodu do původního stavu se přebytečné fotony vyzáří. (4, 5)



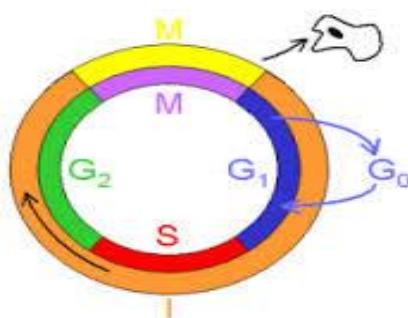
Obrázek 6: Základní způsoby interakce neutronů s látkou. (7)

## 1.3 Biologické účinky ionizujícího záření

### 1.3.1 Buněčný cyklus a dělení buňky

Buněčný cyklus živočišné buňky probíhá ve čtyřech fázích. Fáze G<sub>1</sub>, je označována jako postmitotické období, začíná po rozdělení buňky, trvá asi 10 – 12 hodin. Během tohoto období uvnitř buňky probíhají normální fyziologické procesy, dochází ke kontrole a opravám DNA před dalším dělením. Na tuto fázi navazuje fáze S, syntetická, DNA se replikuje, chromozomy jsou zdvojené, každá z chromatid má kompletní genetickou výbavu. Tato část cyklu trvá asi 6 – 8 hodin a je velice náročná na přesnost a dostatek energie. Neopravená chyba při replikaci může vést k závažným změnám v genetickém kódu buňky. Po ukončení replikace nastává

fáze  $G_2$ , trvající 2 – 4 hodiny, všechen genetický materiál je zdvojený a buňka se připravuje na rozdělení, probíhá syntéza proteinů potřebných k rozdělení. Poslední fází je vlastní mitóza – M. K rozdělení dojde během 1 – 2 hodin, výsledkem jsou dvě shodné buňky. Po rozdělení buňka buď vstoupí do nového cyklu, do fáze  $G_1$  a pokračuje v dělení, nebo může vstoupit do tzv. fáze  $G_0$ , v níž se dále nedělí. Plně diferencované buňky v tomto stavu zůstávají trvale, jiné například hepatocyty, mohou v případě potřeby opět vstoupit do fáze  $G_1$  a pokračovat v buněčném cyklu. Celý buněčný cyklus podléhá několika stupňové kontrole. V každé fázi cyklu se nachází tzv. kontrolní body, které slouží k posouzení stavu buňky, její schopnosti pokračovat v cyklu. Pokud se v některé fázi buněčného cyklu objeví problém, dělení se zastaví a spustí se opravné mechanismy nebo v případě velmi závažného poškození apoptóza. <sup>(8, 9, 10)</sup>



Obrázek 7: Buněčný cyklus <sup>(11)</sup>

Samotné dělení buňky se skládá ze dvou částí – karyokineze a cytokineze. Nejčastějším typem karyokineze (dělení jádra) je mitóza, při které vznikají dvě shodné dceřiné buňky. Vlastní mitóza pak probíhá ve čtyřech fázích:

1. Profáze – dochází ke kondenzaci chromozomů, rozpuštění jaderné membrány a jadérek, vznikají pentlicovité chromozomy, chromatidy zůstávají spojené centromerou, vytváří se základ dělicího vřeténka.
2. Metafáze – chromozomy se řadí do ekvatoriální roviny, na centromery se navazuje dělicí vřeténko.
3. Anafáze – dochází k rozštěpení chromozomů v centromerách, chromozomy putují k pólům buňky.



4. Telofáze – zaniká dělicí vřeténko, despiralizují se chromozómy a vznikají jaderné membrány a jadérka.

Po ukončení dělení jádra následuje cytokinéza (dělení celé buňky), zajišťující rovnoměrné rozdělení ostatních částí buňky, vzniká nová přepážka mezi vznikajícími dceřinými buňkami. U živočišných buněk dochází k dostředivému dělení, tzv. rýhování, buňka se zaškrtní od vnějších okrajů do středu. <sup>(9)</sup>

### **1.3.2 Účinky záření**

#### ***1.3.2.1 Charakteristika působení záření na živý organismus***

Působením ionizujícího záření dochází v buňkách k chemickým a fyzikálním změnám, které mohou způsobit různé poškození DNA a chromozomů. Rozsah poškození je dán velikostí dávky, radiosenzitivitou dané buňky a tím v jaké fázi svého vývoje se buňka právě nachází. Dávky pod 0,5 Gy obvykle nezpůsobují žádné závažné změny, zatímco při dávkách nad 100 Gy dochází k úplnému zániku buňky v důsledku koagulace proteinů. Proces působení ionizujícího záření na buňku probíhá ve čtyřech stádiích. První, fyzikální, se rozvíjí ihned po absorpci záření buňkou, energie záření je předávána orbitálními elektronům, vzniká excitace a ionizace. Fyzikální procesy vyvolané zářením trvají velice krátce, asi jen  $10^{-16}$  –  $10^{-14}$  sekundy. Následuje fyzikálně – chemické stádium, v němž vlivem ionizace a excitace dochází k narušení chemických vazeb mezi molekulami a atomy, velká část energie se absorbuje ve vodě obsažené v buňkách. Radiolýzou vody vznikají vysoce reaktivní volné radikály, například vodíkové kationty  $H^+$ , hydroxylové anionty  $OH^-$ , peroxid vodíku  $H_2O_2$  a další nestabilní produkty, které jsou schopné oxidace. I tato fáze je velice rychlá, trvá  $10^{-14}$ -  $10^{-10}$  sekundy. V dalším chemickém stádiu reagují vzniklé ionty, excitované atomy, volné radikály a další produkty s důležitými organickými molekulami DNA, RNA. Mohou vznikat jednoduché a dvojné zlomy na vláknech DNA a RNA a tím se může změnit složení

a funkce důležitých proteinů a enzymů. Délka tohoto stádia se odhaduje na od tisícín sekundy do řádově jednotek sekund Princip působení volných radikálů je popsán v následujícím odstavci. Posledním stadiem je biologické, vzniklé molekulární změny mohou vyústit ve funkční a morfologické změny nejen v buňkách, ale také v jednotlivých orgánech a v organismu jako celku. Délka tohoto stádia může být od několika minut až po několik let. <sup>(1, 5, 12, 13)</sup>

### ***1.3.2.2 Tvorba reaktivních radikálů a jejich působení na buňky***

Buňka se skládá z velké části z vody, vlivem excitace a ionizace může v důsledku radiolýzy vody dojít k tvorbě reaktivních metabolitů, tzv. volných radikálů, které mohou být odvozeny od kyslíku, dusíku nebo jiných organických sloučenin. Jako volné radikály definujeme molekuly, atomy nebo jejich části, pokud mají jeden nebo více nepárových elektronů a jsou schopné samostatné existence. Radikály mohou být elektro pozitivní, negativní i neutrální. Pokud se volný radikál setká s neradikálovou molekulou, která má elektrony spárované, může vytvořit radikál nový a spustí se řetězová reakce. Pokud se, ale střetnou dva radikály, spárují své volné elektrony a řetězová reakce může být ukončena. Mezi volné kyslíkové radikály řadíme superoxidový radikál  $O_2^-$ , perhydroxylový radikál  $HO_2$ , peroxid vodíku  $H_2O_2$ , hydroxylový radikál  $OH\cdot$ . Biomolekuly nejvíce poškozuje hydroxylový radikál, který vzniká při redukci molekuly kyslíku nebo redukci peroxidu vodíku. Reaguje s většinou biomolekul (sacharidy, aminokyseliny, fosfolipidy, nukleotidy a organické kyseliny), je velmi nestabilní a téměř všechny jeho reakce probíhají v místě vzniku a tím vykazuje velkou míru poškození molekul. Hlavním cílem radikálového poškození jsou lipidy, jejichž peroxidací vznikají lipidové radikály. Lipidy jsou základní stavební součástí buněčných membrán, při jejich poškození dochází k transportním poruchám a změnám v odolnosti. Membrána neplní svou funkci a dochází k nekontrolovatelnému pohybu iontů, který může být pro buňku letální. Reaktivní metabolity vznikající radiolýzou vody mění aminokyseliny v proteinech, čímž dochází ke změnám konformace a tím ke ztrátě nebo změně původní funkce. Oxidačně poškozené bílkoviny jsou odstraňovány proteolytickými enzymy. Nukleové kyseliny, zejména DNA, jsou vůči

oxidačnímu poškození obzvláště citlivé. Poškození se může projevit na obou bazích, purinové a pyrimidinové. (1, 5, 12, 13)

### ***1.3.2.3 Molekulární změny***

Změny na molekule DNA po ozáření jsou závislé na velikosti molekuly, její struktuře a konformaci. Ozáření vyvolá změny, které pokud se týkají obou řetězců vedou k defragmentaci molekuly na více částí, nebo při poškození pouze jednoho z řetězců, ke zvýšené ohebnosti a v důsledku toho se poškozené části mohou různě spojovat. Díky těmto novým vazbám dochází k bodovým mutacím nukleotidových párů a chromozomálními aberacím. Na ozáření reaguje buňka po poškození genetického kódu tvorbou supresorových proteinů (p53), dochází ke zpomalení syntézy DNA, buňka získává čas na možnou opravu a zabraňuje přenosu poškozeného genetického materiálu na další generaci buněk. Velká část radiačního poškození buněk je reverzibilní. Poškozené baze jsou odstraněny DNA glykosylázou nebo endonukleázou a DNA deoxyribofosfodiesterázou, oprava je dokončena pomocí DNA polymerázy a DNA ligázy. Radiační poškození RNA bývá menší než DNA, protože její molekulová hmotnost je menší.

Kromě již zmíněné inhibice buněčného dělení a reparace DNA dochází při radiačním poškození k aktivaci transkripce rychle reagujících genů (tumor nekrotizující faktor alfa – TNF $\alpha$  a jiné). Tyto faktory přenášejí časné signály a spouštějí změny genové exprese, které umožní buňkám adaptovat se na radiační stres. Organismus má několik možností jak zabránit vzniku poškozené buňky. Jednou z nich je tzv. mitotická smrt buňky, při níž buňka ztrácí schopnost se dále dělit. Nastává v případě, že poškození DNA bylo opraveno reparačními mechanismy chybně a poškozený chromozom není schopen se rozdělit na jednotlivé chromatidy. Nepřímý vliv na mitotickou smrt buňky má protein p53. Šance buňky na přežití je dána počtem chromozomálních poškození, pokud má buňka dostatek času na opravu DNA, jejíž syntézu tento protein zpomaluje, jsou její šance na přežití velké, opačném případě nastává reprodukční buněčná smrt. Druhou možností jak odstranit poškozené buňky je spuštění programované buněčné smrti, apoptózy. Je-li DNA natolik poškozena, že možnost úspěšné opravy je mizivá,

je pro organismus výhodnější odstranit celou buňku, než ji nechat přežívat s rizikem vzniku genetických změn. Díky apoptóze mohou zaniknout i buňky, které se nacházejí v interfázi, nedělí se, například lymfocyty. I zde hraje určitou roli protein p53, indukci pro-apoptického proteinu BAX, se spustí štěpení DNA a dalších molekul, čímž dojde k zániku celé buňky. Apoptóza je provázena řadou morfologických změn, které zahrnují tvorbu bublinek na buněčné membráně (blebbing), kondenzaci chromatinu (pyknózu) a rozpad DNA na malé části (DNA laddering). V konečné fázi lze pozorovat malé fragmenty buněk uzavřené membránou, apoptická tělíška. <sup>(1, 3, 5, 12, 13)</sup>

#### **1.3.2.4 Zdravotní účinky radiační expozice**

Účinky ionizujícího záření na organismus lze rozdělit podle časového hlediska na časné a pozdní, dále podle dávky na stochastické a deterministické.

Deterministické účinky jsou dány buněčnými ztrátami, které jsou způsobeny obvykle velkým jednorázovým celotělovým zevním ozářením. Aby se účinky projevíly, musí mít dávka určitou prahovou velikost, rozsah poškození se zvětšuje s nárůstem obdržené dávky. Mezi deterministické účinky řadíme akutní nemoc z ozáření, radiační dermatitidu a radiační kataraktu.

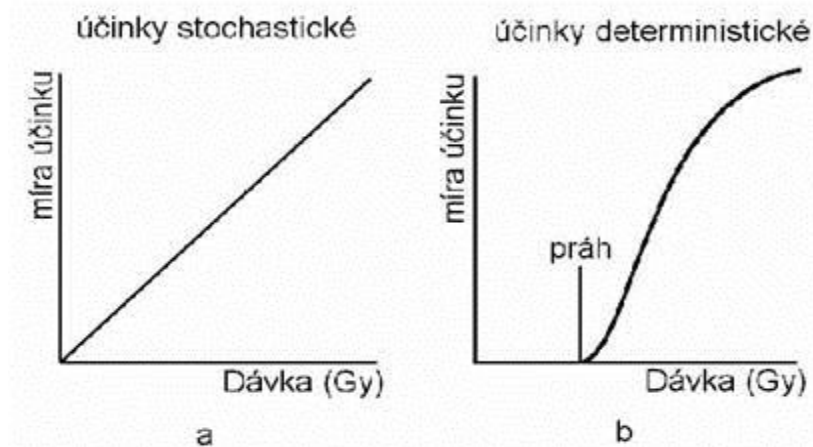
1. Akutní nemoc z ozáření vzniká po jednorázovém ozáření dávkou větší než 0,7 Gy. Zahrnuje tři základní syndromy – dřeňový, gastrointestinální a neurovaskulární. Kostní dřeň je na ozáření nejcitlivější, k poškození dochází již při dávkách 0,7 Gy, změny v krevním obrazu se projeví po 24 hodinách, plně se syndrom rozvine za 3. – 6. týdnů po ozáření. Na ozáření je citlivější erytropoéza než granulocytopoéza, zralé erytrocyty a retikulocyty jsou poměrně radiorezistentní. Míra poškození krevních buněk je dána velikostí dávky. Při dávce 1 Gy přežívá 37% kmenových buněk, zatímco při obdržení dávky 5 Gy pouhé 1%. Regenerace krvetvorby je patrná již v prvním týdnu po ozáření. Střevní forma akutní nemoci z ozáření se rozvíjí po obdržení dávky 4 Gy, projevuje se poškozením střevní sliznice, při dávkách 10 – 100 Gy je tato forma dominantní. V důsledku poškození střevních buněk je porušena resorpční a bariérová funkce střeva. Výsledkem je porucha vstřebávání a zvýšené

vyučování tekutin, elektrolytů a bílkovin, často doplněné bakteriální infekcí, která může přes porušenou stěvnou stěnu pronikat do krevního oběhu a způsobit rozvoj septického šoku. Neurovaskulární forma akutní nemoci z ozáření je vždy smrtelná. Rozvíjí se při obdržení dávek nad 80 Gy, projeví se akutním zánětem mozku s tvorbou otoků, křečemi, psychickými poruchami a poruchami vědomí. (1, 4, 5, 14)

2. Radiační dermatitida je nejčastějším typem lokálního poškození organismu při radiačních nehodách. Podle závažnosti rozlišujeme tři stupně poškození. První stupeň, erytematózní dermatitida je nejlehčí formou, projevuje se v průběhu 24 hodin zarudnutím kůže, které mnohdy odezní a po 2 – 4 týdenní době latence se může opět projevit útvary na kůži s tmavým středem a světlými okraji, doprovázené tvorbou zánětlivého exsudátu v korigu a vypadáváním vlasů a ochlupení. Vzniká po dávce 3 – 15 Gy, pokud dojde k ozáření dávkou 16 – 25 Gy rozvíjí se druhý stupeň poškození, deskvamativní dermatitida. Zarudnutí se objeví téměř ihned po ozáření a časný erytém je vystřídán pozdním. Doba latence do rozvoje plných příznaků je 2 – 3 týdny, poté dochází k tvorbě svědivého zarudnutí, vzniku puchýřů naplněných zánětlivým exsudátem a mokváním pokožky. Obnova pokožky nastává po 2 – 3 týdnech z okrajů defektu. Poslední formou je nekrotická dermatitida, vznikající při postižení hlubokých vrstev kůže dávkou vyšší než 25 Gy. V důsledku poškození cév a rozvoje infekce vznikají vředy, které se velmi obtížně a dlouho hojí. (1, 4, 5)
3. Radiační katarakta vzniká po ozáření 1 – 2 Gy, přičemž doba latence do vzniku prvních zjištěných poškození je 6 měsíců, klinicky se onemocnění projevuje až za několik let po ozáření. (1, 4, 5, 14)

Stochastické účinky záření mají bezprahový, lineární vztah mezi dávkou a účinkem, tzn. že se stoupající dávkou roste pravděpodobnost, že nastanou. Tyto účinky jsou vyvolané mutacemi genetického kódu buňky, do této skupiny řadíme dvě kategorie pozdních účinků, které mají některé společné rysy. Patří mezi ně zhoubné nádory, způsobené somatickými mutacemi tělesných buněk a tkání a dědičné poruchy

vyvolané zářením, způsobené gametickými mutacemi v zárodečných buňkách. Pro obě kategorie je společné, že se spontánně vyskytují i v populaci neozářené. Podmínky vzniku a rozvoje nádorového bujení lze chápat jako vícestupňový proces, který probíhá poměrně dlouhou dobu. Při experimentálních výzkumech byly objeveny geny označované jako onkogeny, které vykazují nádorovou aktivitu. Vedle těchto promotorů byly rozpoznány i supresorové geny, které nádorové bujení inhibují, v případě jejich mutace dochází ke ztrátě funkce a k podpoře nádorového bujení. Klíčovým supresorovým genem je p53, který je umístěn na krátkém raménku chromozomu 17, tento gen reguluje průběh interfáze, často je označován jako strážce genomu. Monitoruje poškození DNA a v případě rozpoznání jejího poškození pozastaví buněčný cyklus a umožní reparaci chyb, dále vyvolává a řídí apoptózu, pokud reparace nebyla úspěšná. Poškození nebo chybění genu p53 vede k maligní přeměně a vzniku řady nádorových onemocnění. Mutace supresorového genu p53 byly nalezeny u tumorů tlustého střeva, močového měchýře, jater, mléčné žlázy a řady dalších. Na rozvoj nádorového onemocnění působí i jiné regulační a integrační systémy, zejména imunitní a hormonální. Doba mezi ozářením a vznikem nádoru je poměrně dlouhá, například u leukémie okolo 5 let, u nádorů plic dokonce 10 - 40 let. Důsledky ozáření v období ontogenetického vývoje jsou závislé na době, ve které k ozáření došlo. Pokud byla zygota ozářena do konce druhého týdne, zanikne buď jako celek nebo zůstane zcela bez následků, protože v tomto období dochází k velké proliferaci buněk a ztráta je rychle nahrazena. Při ozáření embrya mezi 4. – 8. týdnem po oplození, dochází k buněčným ztrátám, které mohou být příčinou zániku plodu, tvarových, atrofických nebo ztrátových změn orgánů a částí těla, projevující se mikrocefalií, mikroftalmií, rozštěpy, chyběním končetin nebo jejich částí apod. (1, 4, 5, 14)



Obrázek 8: Grafické vyjádření stochastických (a) a deterministických účinků (b)<sup>(15)</sup>

Jak bylo uvedeno v úvodu práce jsou analýzy dat získaných po použití jaderných zbraní během 2. světové války podkladem pro různé epidemiologické studie zkoumání stochastických účinků ionizujícího záření. Podle těchto studií byly odhadnuty individuální dávky po výbuchu v Hirošimě a Nagasaki v závislosti na poloze a stínění od hodnot menších než 1 mGy do 4 Gy, přičemž 80% osob bylo údajně ozářeno dávkou nižší než 100 mGy. Nejnovější epidemiologické studie ukazují, že riziko vzniku nádorů vyvolaných zářením je třikrát až čtyřikrát vyšší než se předpokládalo. Z analýzy dat z Hirošimy a Nagasaki je patrné, že 10% exponovaných dávkou 1 mSv zemře na radiačně indukovaný nádor. Při použití lineárního bezprahového modelu to znamená 1 : 1000 při dávce 10 mSv.<sup>(1)</sup>

### 1.3.3 Radiosenzitivita buněk

Vnímavost buněk vůči ionizujícímu záření je během buněčného cyklu odlišná. Nejvyšší radiosenzitivitu vykazují buňky během finální fáze  $G_1$  a v konečné fázi  $G_2$ . Pokud je buňka vystavena ionizujícímu záření v okamžiku vstupu do kontrolního bodu, bývá toto vyhodnoceno jako neopravitelné a buňka zahájí apoptózu. Radiosenzitivní tkáně jsou tkáně, které obecně obsahují velký počet rychle se dělících a málo diferencovaných buněk. Naopak tkáně s pomalu se dělícími a diferencovanými buňkami

jsou vůči radiaci poměrně odolné. Rychle dělicí se systémy, kostní dřeň, samčí gonády a střevní epitel, jsou více vnímavé k ozáření než nedělicí se systémy, nervové buňky a myokard. Velmi citlivé jsou na ozáření také všechny typy tkání v průběhu ontogeneze a postnatálně v období růstu. Pokud dojde k ozáření v období ontogenetického vývoje, vzniká velké riziko rozvoje různých malformací spojených s vysokou letalitou. Výjimku tvoří periferní lymfocyty, které ač jsou vysoce diferencované, jsou velmi radiosenzitivní. <sup>(5, 8)</sup>

### **1.3.4 Biodozimetrie**

Biodozimetrie zahrnuje metody, jimiž se pomocí fyzikálních nebo chemických prostředků prokazují biologické změny vzniklé ionizujícím zářením. Mezi tato vyšetření patří například hematologické testy, testy prokazující poškození DNA nebo chromozomálních aberací, mutací a radikálových poškození. Z výsledků je možné odhadnout obdrženou dávku. <sup>(3)</sup>

#### ***1.3.4.1 Hematologické testy***

Vyšetření krevního obrazu bylo první biodozimetrickou metodou. Z předchozích kapitol víme, že jako první reagují zánikem na ozáření lymfocyty. Proto pokles lymfocytů v krevním obrazu první dva dny po expozici může sloužit jako indikátor obdržené dávky. Ostatní krevní elementy nereagují na ozáření tak rychle, avšak vzniklé změny v krevním obrazu lze využít k ověření dávkových odhadů. Například vyšetření retikulocytů, jejichž snížení svědčí pro útlum kostní dřeně, je spolu s vyšetřením krevní sedimentace a krevního obrazu s diferencíalem základním povinným vyšetřením všech osob pracujících v kategorii A v rámci pracovně-lékařské péče dané vyhláškou 79/2011 Sb. <sup>(3)</sup>



#### ***1.3.4.2 Vyšetření chromozomálních změn***

Vlivem působení ionizujícího záření dochází ke zlomům DNA, nejčastěji obou vláken. Většina zlomů je opravena, ale dochází ke vzniku strukturálních změn. Periferní lymfocyty jsou ideálním buněčným systémem pro pozorování změn, protože cirkulují po celém těle. K prokázání změn se využívají různé metody. Jednou z metod je označení Giemsovým barvivem, které však neumožňuje rozlišení všech chromozomů a tak je vhodné pouze pro prokazování některých změn. Dicentrické chromozomy a kroužky lze analyzovat po stimulaci lymfocytu fytohemaglutinem. V případě translokací je detekce složitější. Nejčastěji se používá metoda FISH, která umožňuje pomocí speciálního selektivního barvení rozlišit jednotlivé páry chromozomů. Další metodou je PCC, při tomto vyšetření se dají pozorovat změny, aniž by byl vyvolán kompletní proces dělení buňky, změny lze pozorovat již v interfázi, po fúzi lymfocytů s dělicími se ovariálními buňkami čínskému křečka. Vlivem jejich mitotických faktorů dojde k jejich kondenzaci a zobrazení v profázi. Test na přítomnost mikrojader je jedním z dalších vyšetření prokazující chromozomální změny. Mikrojádra jsou struktury vyskytující se v buněčné cytoplasmě během interfáze. Mikrojádra lze pozorovat na konci mitotického období, po zastavení dělení cytochalasinem B. Další možností detekce mikrojader je průtoková cytometrie. <sup>(3)</sup>

#### ***1.3.4.3 Vyšetření změn DNA***

Metody přímo detekující poškození DNA jsou biodozimetrii spojeny se dvěma problémy. Prvním je malá citlivost po ozáření malou dávkou, druhým že oprava poškození DNA probíhá během několika hodin, takže v krátké době po ozáření nejsou žádné měřitelné známky poškození. Jednou z používaných metod je analýza ložisek  $\gamma$ H2AX, které vznikají fosforylací histonu H2AX v místě dvojného zlomu. Druhou metodou je analýza „Comet Assy“, při níž jsou ozářené buňky naneseny na polyakrylamidový gel a poté umístěny do elektrického pole, jehož vlivem se z nich extrahují chromatinová vlákna vytvářející strukturu podobnou kometě. <sup>(3)</sup>

#### ***1.3.4.4 Detekce mutací***

Některé somatické mutace lze prokázat v krvinkách a lze je tedy také využít v biodozimetrii. Patří mezi ně mutace glykoforinu A, antigenu přítomného na povrchu červených krvinek, druhou prokazovanou mutací je mutace hypoxanthin-guanin-fosforibosyl transferového genu. <sup>(3)</sup>

#### ***1.3.4.5 Detekce dlouhodobých radikálů***

Poslední metodou biodozimetrie je detekce dlouhodobých radikálů zakládající se na jiných účincích. Radikály vyvolané zářením mají ve vodném prostředí buněk velmi malý poločas, řádově nanosekundy nebo mikrosekundy, avšak v tuhých materiálech se spinové rezonance nebo elektronové paramagnetické rezonance z kostí, nehtů, zubní skloviny detekovat i roky po ozáření. <sup>(3)</sup>

### **1.4 Radiační ochrana**

#### **1.4.1 Legislativní požadavky**

V České republice vykonává dozor nad jadernou a radiační bezpečností Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB). SÚJB je nezávislý dozorový orgán, který je zmocněn vydávat vyhlášky, v nichž stanovuje požadavky na provoz zdrojů ionizujícího záření, ve struktuře státní správy je na úrovni ministerstev. Všechny vyhlášky, které SÚJB vydává, jsou v souladu s příslušnými směnicemi a předpisy Evropské unie v této oblasti, zejména se Směrnicí Rady 96/29/Euroatom. Úřad provádí kontrolu havarijní připravenosti, stanovuje limity ozáření, vymezuje kontrolovaná pásma pracovišť se zdroji ionizujícího záření, schvaluje dokumentaci a vnitřní havarijní plány, sleduje stav ozáření pracovníků v kontrolovaných pásmech, řídí činnost radiační monitorovací sítě na území ČR. Dále provádí kontrolu dodržování zásad pro práci a ověřování kvalifikace pracovníků. Součástí SÚJB je vývojový a výzkumný ústav Státní ústav jaderné, chemické a biologické ochrany. Základním legislativním dokumentem, který je v souladu s mezinárodními doporučeními,

je zákon č. 18/1997 Sb., v platném znění, o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření, tzv. Atomový zákon, který upravuje:

1. způsoby využívání jaderné energie a ionizujícího záření, podmínky vykonávání činností vedoucích k ozáření systém ochrany osob a životního prostředí před účinky ionizujícího záření,
2. povinnosti při přípravě a provádění zásahů vedoucích ke snížení ozáření z přírodních zdrojů a v důsledku radiačních nehod,
3. stanovuje odpovědnost za škody v případě jaderných havárií,
4. podmínky pro nakládání s radioaktivními odpady,
5. působnost a kompetence SÚJB. <sup>(14, 16)</sup>

Z vyhlášek, které mají přímou souvislost s radiační ochranou jsou nejdůležitější:

- Vyhláška č.307/2002 Sb., o radiační ochraně. Upravuje způsoby a rozsah zajištění ochrany při činnostech využívajících zdroje ionizujícího záření, podrobnosti pro vymezování, označování a schvalování sledovaných a kontrolovaných pásem.
- Vyhláška č. 318/2002 Sb., ve znění vyhlášky č. 2/2004 Sb., o podrobnostech zajištění havarijní připravenosti pracovišť se zdroji ionizujícího záření. Stanovuje požadavky na obsah vnitřního havarijního plánu a havarijního řádu, dále na sledování, měření, hodnocení, ověřování veličin a parametrů důležitých z hlediska havarijní připravenosti.
- Vyhláška 146/1997 Sb., ve znění vyhlášky č.315/2002 Sb., stanovující činnosti důležité z hlediska radiační ochrany, požadavky na odbornou přípravu a kvalifikaci, udělování oprávnění vybraným pracovníkům.
- Vyhláška 214/1997 Sb., o zabezpečování jakosti při činnostech vedoucích k ozáření a stanovení kritérií pro zařazení vybraných zařízení do bezpečnostních tříd.
- Vyhláška 317/2002 Sb., ve znění vyhlášky 77/2009 Sb., o typovém schvalování obalových souborů pro přepravu, skladování a ukládání jaderných materiálů a radioaktivních látek, o typovém schvalování zdrojů ionizujícího záření

a o přepravě jaderných materiálů a určených radioaktivních látek (o typovém schvalování a přepravě).

- Vyhláška č.144/1997 Sb., o fyzické ochraně jaderných materiálů a jaderných zařízení a o jejich zařazování do jednotlivých kategorií.
- Vyhláška č.215/1997 Sb., o kritériích na umíst'ování jaderných zařízení a velmi významných zdrojů ionizujícího záření.
- Vyhláška č. 106/1998 Sb., o zajištění jaderné bezpečnosti a radiační ochrany jaderných zařízení při jejich uvádění do provozu a při jejich provozu.
- Vyhláška č. 195/1999 Sb., o požadavcích na jaderná zařízení k zajištění jaderné bezpečnosti, radiační ochrany a havarijn'í připravenosti.
- Vyhláška č.185/2003 Sb., o vyřazování jaderného zařízení nebo pracoviště III. nebo IV. kategorie provozu.
- Vyhláška č.132/2008 Sb., o systému jakosti při provádění a zajišť'ování činností souvisejících s využíváním jaderné energie a radiačních činností a o zabezpečování jakosti vybraných zařízení s ohledem na jejich zařazení do bezpečnostních tříd. <sup>(17)</sup>

#### **1.4.2 Koncepce a principy radiační ochrany**

Současná koncepce radiační ochrany vychází ze soudobých poznatků o biologických účincích ionizujícího záření, obecných přístupů společnosti k ochraně zdraví obyvatel před faktory technického rozvoje a životního prostředí a ze současných i očekávaných potřeb praxe. Koncepce pomáhá při jednotném řešení praktických problémů, jedná se o soubor vzájemně propojených principů, základních pojmů kritérií a přístupů, zajišťujících dostatečnou úroveň ochrany zdraví. Cílem radiační ochrany je vyloučit deterministické účinky záření a snížit na přijatelnou úroveň účinky stochastické.

Radiační ochrana stojí na čtyřech základních principech:

- Princip zdůvodnění činností a zdrojů – aplikace ionizujícího záření musí přinést více užitku než škody. Podle tohoto principu musí být všechny činnosti využívající zdroje ionizujícího před zavedením zdůvodněny z hlediska

ekonomických, společenských nebo jiných přínosů ve srovnání se zdravotním poškozením, které by mohly způsobit. Princip se vztahuje zejména na činnosti, při nichž dochází k vystavení ionizujícímu záření osob a životního prostředí – profesní a lékařské ozáření, dále na havarijní ozáření fyzických osob v důsledku radiační nehody, osob dobrovolně zasahujících při likvidaci radiační havárie, při níž by mohlo dojít k překročení limitů pro radiační pracovníky a přetrvávající ozáření z dlouhodobých následků po radiační mimořádné situaci.

- Princip optimalizace ochrany – princip známý pod označením ALARA (as low reasonably achievable). Při provozování činnosti vedoucí k ozáření musí být dodržována taková úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení zdraví, života osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze dosáhnout při uvážení ekonomických a společenských hledisek. Optimalizace má být zaměřena na dosažení nejlepší úrovně ochrany cestou trvalého procesu, který zahrnuje vyhodnocení radiační situace, všechny možné potencionální příspěvky ozáření, zvolení příslušné hodnoty optimalizační meze, identifikaci možných alternativ ochrany, výběr nejlepší možnosti za daných okolností a prosazení vybrané alternativy.
- Princip limitování ozáření – osoby provádějící činnosti vedoucí k ozáření jsou povinny omezovat tyto dávky tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací i z jiných činností nedosáhlo v součtu stanovené dávkové limity. Limity pro ozáření v České republice jsou stanoveny vyhláškou č. 307/2002 Sb..
- Princip zabezpečení zdrojů ionizačního záření – usměrňování přístupů a chování osob používajících zdroje ionizujícího záření. Zajišťuje se kontrolami technického stavu zařízení, systémem zabezpečení jakosti a kontinuálním vzděláváním obsluhujícího personálu. <sup>(1, 14, 18, 19)</sup>

### 1.4.3 Dávkové limity

Ve dvacátých letech minulého století byly stanoveny na základě informací získaných z klinických nálezů a později z epidemiologických studií první limity. Nejprve nebyly rozlišeny podle druhu účinku a při ozáření více orgánů se postupovalo podle dávky v kritickém orgánu, v kostní dřeni a gonádách. S poznáním stochastických rizik záření vznikla potřeba odlišit dávkové limity pro účinky stochastické a deterministické a jejich hodnoty se postupně měnily až na současné hodnoty.

Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 S., o radiační ochraně, rozlišuje několik základních limitů jako závazných kvantitativních ukazatelů, jejichž překročení je nepřípustné, a dále odvozené limity, vyjádřené v měřitelných veličinách, které slouží k prokazování, toho že limity pro radiační pracovníky nebyly překročeny. <sup>(1)</sup>

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

- profesního ozáření
- ozáření, kterému jsou vědomě, dobrovolně a po poučení o rizicích s tím spojených vystaveny osoby připravující se na výkon povolání se zdroji IZ
- lékařského ozáření
- ozáření osob podílejících se na likvidaci radiační havárie
- případů, na něž se vztahují limity zvláštní

Obecné limity se vztahují na průměrné vypočtené ozáření v kritické skupině obyvatel, a to pro všechny cesty ozáření ze všech zdrojů a činností. Vyhláška stanovuje hodnotu součtu efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků dávek z vnitřního ozáření 1 mSv za kalendářní rok nebo za podmínek stanovených v povolení k provozu pracoviště kategorie III. nebo IV. 5 mSv za období 5 let po sobě jdoucích.

Pro ekvivalentní dávku na oční čočce byla stanovena hodnota 15 mSv za kalendářní rok a pro ekvivalentní dávku v 1 cm<sup>2</sup> kůže 50 mSv za kalendářní rok.

Základní limity pro radiační pracovníky se vztahují na profesní ozáření, kterému jsou vystaveni v přímém vztahu k vykonávané práci pracovníci kategorie A nebo B. Pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření je to hodnota 50 mSv za kalendářní rok a 100 mSv za pět po sobě jdoucích let. Hodnota pro oční čočku je 150 mSv za kalendářní rok, pro průměrnou ekvivalentní dávku v 1 cm<sup>2</sup> kůže 500 mSv a pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů po předloktí a na nohy od chodidel po kotníky 500 mSv za kalendářní rok.

Základní limity pro učně a studenty jsou definovány zvláště pro osoby ve věku 16 – 18 let. Hodnota byla stanovena pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření na 6 mSv za kalendářní rok, ekvivalentní dávka pro čočku 50 mSv, pro kůži v 1 cm<sup>2</sup> 150 mSv a pro ruce a nohy 150 mSv za kalendářní rok. Pro osoby mladší 16 let jsou závazné limity obecné a pro osoby starší 18 let limity stejné jako pro radiační pracovníky.

#### Odvozené limity

a) Pro zevní ozáření:

- pro osobní dávkový ekvivalent v hloubce 0,07 mm 500 mSv za rok,
- pro osobní dávkový ekvivalent v hloubce 10 mm 20 mSv za rok.

b) Pro vnitřní ozáření:

- požítí hodnota podílu 20 mSv a konverzního faktoru pro příjem radionuklidů požítím radiačním pracovníkem podle přílohy vyhlášky č. 307/2002 Sb.,
- vdechnutí hodnota podílu 20 mSv a konverzního faktoru pro příjem radionuklidů požítím radiačním pracovníkem podle přílohy vyhlášky č. 307/2002 Sb.,

Při současném zevním i vnitřním ozáření v průběhu kalendářního roku, kromě ozáření způsobeného radonem a thoriem, se považují limity za nepřekročené, je-li roční

osobní dávkový ekvivalent v hloubce 0,07 mm menší než 500 mSv a současně součet ročního osobního dávkového ekvivalentu v hloubce 10 mm, ročního příjmu jednotlivého radionuklidu vdechnutím nebo požitím a konverzního faktoru podle přílohy vyhlášky menší než 20 mSv.

Při ozáření produkty přeměny radonu je odvozeným limitem dávka 3 MBq pro roční příjem ekvivalentní aktivity radonu nebo expozici produktům radonu  $2,5 \text{ MBq}\cdot\text{h}\cdot\text{m}^{-3}$  nebo roční průměrné ekvivalentní objemové aktivitě radonu  $1260 \text{ Bq}\cdot\text{h}\cdot\text{m}^{-3}$ . Pro ozáření směsí radionuklidů  $\alpha$  uran-radiové řady je odvozeným limitem příjem vdechnutím 1850 Bq za kalendářní rok.

Zvláštní limity jsou stanoveny pro osoby, které jsou ozářeny při péči o pacienty vystavené lékařskému ozáření nad rámec pracovních povinností, navštěvují nebo žijí ve společné domácnosti s pacienty, kterým byl aplikován radionuklid. Tato hodnota byla stanovena na 1 mSv u osob do 18 let, u starších 5 mSv za kalendářní rok. Těhotné ženy pracující se zdroji ionizujícího záření musí tuto skutečnost neprodleně oznámit zaměstnavateli, který provede úpravu pracovních podmínek tak, aby bylo nepravděpodobné, že součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření nepřekročí 1 mSv do ukončení těhotenství. <sup>(20)</sup>

#### 1.4.4 Radiační monitorování

Program radiačního monitorování slouží k prokazování optimalizace radiační ochrany a požadavků na bezpečný provoz pracovišť se zdroji ionizujícího záření, především k včasnému odhalení možných odchylek od normálního provozu. Monitorovací program musí zahrnovat monitorování běžného provozu, ale i možné radiační nehody:

- vymezuje veličiny, které budou sledovány, způsob, rozsah a frekvenci měření
- postupy a návody na vyhodnocování výsledků
- hodnoty referenčních úrovní a přehled opatření při překročení limitů



- metody měření
- specifikaci používaných měřících přístrojů

Radiační monitorování se skládá z monitorování osob, pracoviště, radioaktivních odpadů a příp. monitorování okolí pracoviště s ionizujícím zářením. Protože práce je zaměřena na radiační zátěž pracovníků ve zdravotnictví, budeme se podrobněji zabývat pouze systémem osobního monitorování. <sup>(1)</sup>

#### ***1.4.4.1 Základní sledované veličiny při radiačním monitorování***

Základními sledovanými veličinami jsou radiační dávka a dávkový příkon. Jejich přímé měření se provádí pomocí tzv. dozimetrů, udávající hodnoty v jednotkách dávky (Gray, Sievert).

Absorbovaná dávka „D“ je energie ionizujícího záření absorbovaná v daném místě ozařované látky na jednotku hmotnosti.

Jednotkou absorbované látky je 1 J/kg ( 1 Gray).

$$D = \Delta E / \Delta m, \text{ kde}$$

$\Delta E$  - střední energie IZ absorbovaná v objemu látky

$\Delta m$  - hmotnost objemového elementu

Dávkový příkon „D'“ je dávka obdržaná v daném místě ozařovanou látkou za jednotku času. Jednotkou je 1 Gray za sekundu ( $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ ).

$$D' = \Delta D / \Delta t$$

Efektivní dávka „E“ je součtem vážených středních hodnot ekvivalentních dávek v tkáních či orgánech lidského těla, hodnotí míru zdravotního rizika pro ozařenou osobu. Tato hodnota není přímo měřitelná, získává se z naměřené radiační dávky započtením biologických účinků daného druhu záření a citlivosti jednotlivých tkání a orgánů. Jednotkou efektivní dávky je 1 Sv.

$$E = \sum w_T \cdot H_T, \text{ kde}$$

$H_T$  je ekvivalentní dávka v dané tkáni T

$w_T$  je tkáňový váhový faktor.

Ekvivalentní dávka „ $H_T$ “, je součtem součinů absorbované dávky ve tkáni působením záření a radiačního váhového faktoru. Jednotkou je opět 1 Sv.

$$H_T = \sum (w_R \cdot D)$$

$w_R$  – radiační váhový faktor závislý na druhu a energii dopadajícího záření

D - absorbovaná dávka zprůměrovaná přes orgán nebo tkáň

R - typ ionizujícího záření

Osobní dávkový ekvivalent „ $H_p(d)$ “ je dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně „d“. Používá se k limitování ozáření a to v hloubce 10mm  $H_p(10)$ , označovaný jako hluboký dávkový ekvivalent a v hloubce 0,07mm, tj.  $H_p(0,07)$  nazývaný mělký.<sup>(5,18,21)</sup>

Tabulka 1: Hodnoty  $w_T$  podle doporučení ICRP. <sup>(1)</sup>

Tkáň nebo orgán	$w_T$
gonády	0,2
Červená kostní dřeň	0,12
Tlusté střevo	0,12
Plíce	0,12
Žaludek	0,12
Močový měchýř	0,05
Mléčná žláza	0,05
Játra	0,05
Jícen	0,05
Štítná žláza	0,05
Kůže	0,01
Povrchy kostí	0,01

Tabulka 2: Radiační váhové faktory <sup>(5)</sup>

Druh energie IZ		$w_R$
Fotony – všechny energie		1
Elektrony – všechny energie		1
Neutrony s energií E	<10 keV	5
	10 – 100 keV	10
	0,1 – 2 MeV	20
	2 – 20 MeV	10
	>20 MeV	5
Protony (mimo odražené) s E	> 2 MeV	5
$\alpha$ , štěpné produkty, těžká jádra		20

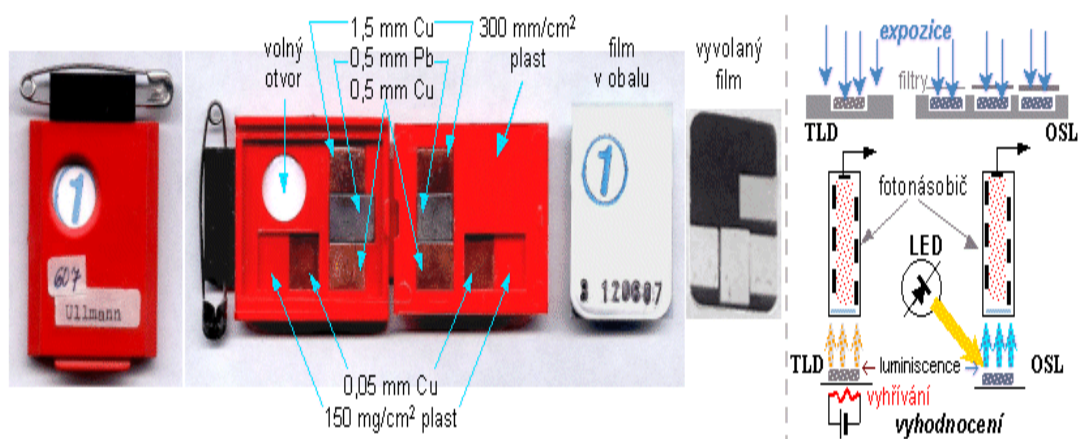
#### **1.4.4.2 Osobní dozimetrie**

Monitorování zevního ozáření osob se provádí pomocí osobních dozimetrů, kteří pracovníci nosí během všech prací v kontrolovaném pásmu. Dozimetry jsou v určitých časových intervalech vyhodnocovány, výsledky se uvádějí v mSv. Absorbovaná dávka je v normálních podmínkách neměřitelná a je stanovena na základě laboratorních modelových předpokladů. Osobní dozimetry se nosí na referenčním místě, kterým je obvykle levá kapsa košile. Dozimetry jsou umístěny na zástěře a hodnoty do 20 mSv jsou započítávány tak jak byly vyhodnoceny. Pokud dojde k překročení této dávky, jsou hodnoty přepočteny na zeslabení zástěrou. V České republice byl v roce 1997 zřízen centrální registr profesního ozáření, v němž jsou radiační pracovníci pro účely evidence rozděleni do šesti profesních oblastí – průmysl, jaderná energetika, lékařství, výzkum a školství, uranový průmysl, servis a služby.

Typy používaných dozimetrů:

1. Osobní filmové dozimetry – základem je políčko fotografického filmu s vyšším obsahem emulze bromidu stříbra, který je těsně zabalen do černého papíru bez přístupu světla. Při průchodu ionizujícího záření obalem filmu se v emulzi vytváří obraz, který se vyvoláním zviditelní. Fotometrickým vyhodnocením filmu se zjistí optická hustota zšednutí nebo zčernání, která je mírou množství záření, jež filmem prošlo během expozice a indikuje i dávku absorbované dávky ve tkáni. Filmové políčko se vkládá do pouzdra z plastu (obrázek 9), které je opatřeno malými obdélníky olověných a měděných plíšků o různých tloušťkách, jež slouží k zachycení  $\gamma$  záření v závislosti na jeho energii.
2. Opticky stimulované dozimetry (OSL) jsou založeny na principu metastabilní excitace nejčastěji oxidu hlinitého aktivovaného uhlíkem. Po ozáření dochází k excitaci, uvolněné elektrony přecházejí z valenčního pásma do vodivostního, zachytí se v materiálu energeticky vzbuzených hladin a dlouhodobě tam setrvávají. Z těchto hladin nejsou elektrony schopny se samostatně uvolnit, potřebují dodat energii, kterou je v tomto případě světlo. Ozářením viditelným světlem dochází k deexcitaci a elektrony se vracejí zpět na nižší energetické

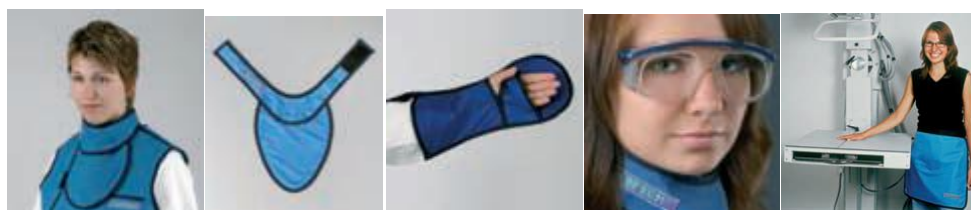
- hladiny, uvolněná energie se vyzařuje ve formě fotonů, přičemž vzniká luminiscence materiálu. Tento světelný výtěžek je přímo úměrný radiační dávce.
3. Termoluminiscenční dozimetrie (TLD), princip je velmi podobný OSL dozimetru. Jako termoluminiscenční látka se používá fluorid lithný, fluorid nebo síran vápenatý nebo alumio-fosfátové sklo. Po ukončení expozice se termoluminiscenční látka zahřeje na teplotu 160-300°C a pomocí fotonásobiče se snímá emitovaného světla. Výhodou obou výše zmiňovaných dozimetrů oproti filmovým je vyšší radiační citlivost a přesnost, malá citlivost na vnější vlivy, teplotu, vlhkost a chemické výpary, možnost průběžného vyhodnocení a opakované použití materiálu.
  4. Osobní elektronické dozimetry umožňují okamžité a průběžné měření osobních radiačních dávek., pracují na principu Geiger Müllerovy trubice. Umožňují měření okamžitého dávkového příkonu tak celkové dávky. Je možné nastavit určitou hodnotu dávkového příkonu nebo dávku, při jejímž překročení se spustí akustický signál. (22, 23, 24)



Obrázek 9: Osobní dozimetry. Zleva: filmový osobní dozimetr, termoluminiscenční (TLD) a opticko-luminiscenční OSL dozimetr. (22)

### 1.4.5 Ochrana pracovníků

Povinností pracovníků se zdroji ionizujícího záření je používat všechny dostupné prostředky k zabránění, nebo alespoň ke snížení nebezpečí vnějšího ozáření a vnitřní kontaminace. Ochrana před vnějším ozářením spočívá ve zkracování doby expozice, zvětšování vzdálenosti od zdroje a stínění zdroje i pracovníka. Doba expozice lze zkrátit správnou organizací práce. Intenzita záření a dávkový příkon jsou nepřímo úměrné druhé mocnině vzdálenosti od zdroje, proto je doporučováno zachovávat co největší odstup od zdroje záření, kterým může být i osoba s aplikovanou radioaktivní látkou. Při manipulaci se zářiči je vhodné používat různé kleště a pinzety. Efektivní ochranou je odstínění záření. Jak bylo uvedeno v kapitole 1.2.4, interakce záření s prostředím vede k zeslabení toku, pokud záření postavíme do cesty vhodný stínicí materiál, můžeme podstatně snížit jeho intenzitu, nebo ho úplně odstínit. Pro záření  $\gamma$  a paprsky X je nejvhodnějším materiálem olovo. Používá se v různých vrstvách v osobních ochranných pomůckách, dále se v kombinaci s betonem a barytem uplatňuje při stavebních úpravách pracovišť, pro přepravu zářičů se používají olověné nebo wolframové přepravní kontejnery. <sup>(1)</sup>



Obrázek 10: Příklady osobních ochranných pomůcek. <sup>(25)</sup>

K odstínění  $\beta$  záření postačí lehké materiály, například plexisklo, nejlépe s tenkou vrstvou olova k odstínění brzdného elektromagnetického záření. Stínění neutronového záření je poměrně složité, clona se musí skládat ze tří vrstev, první je z materiálu bohatého na vodík, následuje vrstva kadmia nebo bóru a poslední je z olova. Při práci s radionuklidy ve formě prášků, aerosolů či plynů může dojít k vnitřní kontaminaci organismu průnikem přes pokožku, spolknutím nebo vdechnutím radioaktivní látky. Nebezpečí vnitřní kontaminace spočívá v hromadění látky v cílových orgánech a jejímu

dlouhodobému působení na organismus. Vnitřní kontaminaci lze předejít dodržováním základních hygienických pravidel, v kontrolovaném pásmu nejíst, používat ochranné pomůcky, pokud je to možné s radioaktivní látkou pracovat v digestořích. <sup>(1)</sup>

#### **1.4.6 Zdravotní péče o pracovníky se zdroji ionizujícího záření**

Pro účely monitorování a lékařského dohledu se radiační pracovníci rozdělují do dvou kategorií. Do kategorie A se zařazují pracovníci, kteří by mohli obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv za rok, ostatní jsou zařazeni do kategorie B. Lékařský dohled je založen na obecných zásadách ochrany zdraví při práci. Držitel povolení nebo zaměstnavatel musí pravidelně informovat poskytovatele pracovně-lékařských služeb o obdržených osobních efektivních dávkách pracovníků. Lékařský dohled zahrnuje prohlídky vstupní, periodické, mimořádné a výstupní. Periodickou prohlídku musí pracovníci zařazení do kategorie A absolvovat minimálně jednou za kalendářní rok, mimořádná prohlídka se provádí v případech, kdy došlo k překročení limitů ozáření a je nutné posoudit podmínky pro další vystavení vlivům záření. Při výstupní prohlídce může lékař doporučit následné prohlídky za účelem včasného zjištění možných zdravotních změn vzniklých v souvislosti s dlouhodobou prací na hranici limitů. S výsledky a posudkovými závěry lékařských prohlídek musí být pracovník a držitel povolení seznámen. Náplň prohlídek se řídí vyhláškou 79/2013 Sb., v níž je stanoven minimální rozsah prohlídky, který mimo jiné zahrnuje odběr krve na vyšetření sedimentace, krevního obrazu s diferencíalem a retikulocytů. Zdravotnická dokumentace pracovníků zařazených do kategorie A týkající se pracovně-lékařských prohlídek musí být uchovávána do doby, kdy osoba dovrší 75 let věku, ale zároveň minimálně 30 let po ukončení pracovní činnosti, během níž byl pracovník vystaven účinkům ionizujícího záření. <sup>(5, 20)</sup>

## **2. HYPOTÉZY A METODIKA VÝZKUMU**

### **2.1 Hypotézy**

Cílem práce je porovnat radiační zátěž pracovníků vystavených ionizujícímu záření na pracovištích Fakultní nemocnice Plzeň a změřit dávky sekundárního záření kolimačních systémů lineárních urychlovačů v závislosti na energii, čase a vzdálenosti od zdroje. Na základě vytýčených cílů byly stanoveny následující hypotézy:

1. Radiační zátěž personálu na jednotlivých pracovištích je rozdílná, přičemž nejvyšší dávky obdrží pracovníci při intervenčních výkonech.
2. Opatření přijímaná v oblasti radiační ochrany pracovníků se zdroji ionizujícího záření ve Fakultní nemocnici Plzeň vedou ke snižování radiační zátěže.
3. Sekundární záření kolimačního systému lineárního urychlovače je měřitelné, ale expozice obsluhy přístrojů je tak nízká, že není detekována osobním dozimetrem.

### **2.2 Metodika výzkumu**

#### **2.2.1 Analýza záznamů osobních dozimetrů**

Pro zpracování této části diplomové práce byly využity metody kvantitativního výzkumu. Základem je analýza hodnot efektivních dávek všech zaměstnanců, kteří v letech 2009 – 2013 pracovali ve Fakultní nemocnici Plzeň se zdroji ionizujícího záření a byli vybaveni osobními dozimetry. Do šetření bylo zahrnuto celkem 579 osob, přehledy všech hodnot za celé období jsou součástí přílohy 1, kvůli zachování důvěrnosti dat byla registrační čísla dozimetrů nahrazena pořadovými. Ve Fakultní nemocnici jsou v současné době používány osobní dozimetry založené na principu OSL



(opticky simulované luminiscence), princip je uveden v kapitole 1.4.4.2. Tyto dozimetry umožňují detekci záření fotonového, beta i neutronového a lze je vyhodnocovat opakovaně, nejen po ukončení monitorovacího období, ale i kdykoli během jeho průběhu. Ke zpracování práce byla využita odborná literatura, data poskytnutá oddělením radiační fyziky FN Plzeň stažená z internetových stránek SUJB a další dostupné materiály, např. z Registru nemocí z povolání Státního zdravotního ústavu.

V první fázi byla veškerá získaná data uspořádána do tabulek podle jednotlivých pracovišť a rozdělena na lékaře a ostatní nelékařské pracovníky, dále označovaných jako ostatní. Z tohoto rozdělení vzniklo 20 datových souborů, avšak s malým počtem statisticky využitelných údajů v jednotlivých skupinách, proto bylo provedeno jejich přerozdělení podle typu prováděných výkonů a po této redukci zůstalo osm souborů, rozdělení na lékaře a ostatní zůstalo zachováno. Rozdělení do skupin proběhlo následovně. Do skupiny označené jako intervenční byly zahrnuty osoby provádějící endoskopické a angiografické výkony a intervenční kardiologové. Skupinu pojmenovanou operační tvoří lékaři chirurgického, neurochirurgického, urologického a ortopedického oddělení a ostatní personál operačních sálů, diagnostický soubor je tvořen radiology a terapeutický osobami provádějícími ozařování onkologicky nemocných pacientů. Pro popis základního souboru byl použit jako statistická charakteristika střední hodnoty, aritmetický průměr a dále jako charakteristika míry variability, směrodatná odchylka výběru. Hodnoty průměrného zatížení a počty sledovaných osob byly zaneseny do grafů. Pro potvrzení nebo vyvrácení hypotézy o účinnosti přijímaných opatření v oblasti radiační ochrany zdravotnických pracovníků byl zpracován dvojnásobný t-test a závislost poklesu průměrného zatížení během sledovaného období byla analyzována na základě lineárního regresního modelu. Pro zpracování byl využit MS Excel.

Cílem statistické analýzy dat je zjištění a kvantitativní určení rozdílů mezi jednotlivými skupinami prostřednictvím statistických metod pro vzájemné porovnání výběrových souborů. Testování statistických hypotéz patří k nejdůležitějším postupům statistického usuzování. Úlohou testování je rozhodnout na základě informací získaných z náhodných výběrů, zda přijmeme nebo zamítneme určitou hypotézu týkající se

základního souboru. Při testování vycházíme ze srovnávání nulové hypotézy  $H_0$  a alternativní hypotézy  $H_a$ , které klademe proti sobě. Nulová hypotéza vyjadřuje tvrzení základního souboru, které je považováno za rovnovážný stav.

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

Alternativní hypotéza představuje porušení rovnovážného stavu.

$$H_a: \mu_1 \neq \mu_2$$

Prvním úkolem je tedy stanovit nulovou a alternativní hypotézu, dále zvolit hladinu statistické významnosti  $\alpha$ , vyjadřující pravděpodobnost, s níž chybně zamítneme nulovou hypotézu. Při nejčastěji používaných hladinách významnosti  $\alpha = 5\%$  a  $\alpha = 1\%$  dostáváme 95% a 99% jistotu správného rozhodnutí. Dalším krokem je výběr vhodné testové statistiky (T) a nalezení její kritické hodnoty ve statistických tabulkách (t).

$$\text{testová statistika} = \frac{\text{pozorovaná hodnota} - \text{očekávaná hodnota}}{\text{směrodatná chyba pozorované hodnoty}}$$

Mezi nepoužívanější testové statistiky patří normované normální rozdělení (u-test), Studentovo rozdělení (t-test), Pearsonovo rozdělení ( $\chi^2$ -test dobré shody) a Fisherovo-Snedecorovo rozdělení (F-test). Porovnáním vypočtené testovací statistiky s kritickou hodnotou zformulujeme závěr. Pokud je hodnota testovací statistiky vyšší, než kritická hodnota zamítáme nulovou hypotézu a přijímáme alternativní. V opačném případě nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout a předpokládáme, že platí. <sup>(26, 27)</sup>

Jednoduchá lineární regresní analýza je statistická metoda umožňující porovnání vztahu mezi dvěma a více veličinami, z nichž jedna nezávisle proměnná (x) má ovlivňovat druhou závisle proměnnou (y). Umožňuje identifikovat trend vývoje situace.<sup>(28)</sup>

Cílem je nalézt hodnotu y pro každou hodnotu x a proložit množinu bodů v grafu hladkou přímkou. Při odečítání hodnot z grafu vzniká mezi hodnotu měřeného bodu y a hodnotou y na přímce odchylka. Podstatou lineární regrese je nalézt takovou přímku, kdy bude součet druhých mocnin těchto odchylek co nejmenší.

Obecný vzorec pro výpočet lineární regrese je:

$$y = a + bx,$$

kde hodnoty  $a$  a  $b$  nazýváme parametry funkce. <sup>(29, 30)</sup>

### 2.2.2 Měření dávek sekundárního záření kolimačních systémů

Měření sekundárního záření kolimačních systémů lineárních urychlovačů probíhalo na Onkologicko–radioterapeutické klinice FN Plzeň na přístroji Electra Synergy. K měření byl použit elektronický dozimetr založený na principu ionizační komory. Celkem byly provedeny tři typy měření. Při prvním byla zjišťována závislost dávky sekundárního záření na čase, přesněji řečeno, za jak dlouho klesne hodnota radiace po aktivaci wolframových destiček kolimačního systému na původní hodnotu radiačního pozadí při použití energií 6, 10 a 18 MV. Pro účely výzkumu byla nastavena pro všechna měření velikost ozařovaného pole 10 x10 cm. Po úvodním zjištění radiačního pozadí probíhalo samotné měření, nejprve s použitím energie 6 MV. Vyšetřovací stůl byl nastaven na výšku -34, odpovídající 13 cm od roviny kolimátoru. Po ukončení běžné terapeutické expozice byl do středu ozařovaného pole na vyšetřovacím stole umístěn dozimetr a v určitých časových intervalech odečítány hodnoty až do doby, kdy se hodnota přiblížila původnímu pozadí. Stejný postup byl opakován při použití energií 10 a 18 MV. Všechna měření byla provedena třikrát a uváděné hodnoty jsou aritmetickým průměrem zjištěných hodnot. Výsledky byly následně uspořádány do přehledných tabulek a vyjádřeny pomocí grafů. Pro srovnání poklesu radiace v čase byly uvedené hodnoty převedeny na relativní číslo.

Při druhém měření byly zjišťovány dávky sekundárního záření v závislosti vzdálenosti od roviny kolimátoru. Pro tento účel bylo na stole vymezeno devět bodů umístěných do čtverce, vzdálených mezi sebou 30 cm, se středem v centru ozařovaného pole, jehož velikost byla stejná jako při prvním měření. Výzkum probíhal za využití energie 18 MV, po ukončení expozice byla radiace měřena v šesti různých výškových hladinách lůžka od roviny kolimátoru. Měření probíhalo pro každý vyznačený bod zvlášť, podle následujícího schématu.

5	4	3
6	1	2
7	8	9

Obrázek 11: Schéma rozmístění měřených bodů

Zdroj: Vlastní výzkum

Pro první hladinu byla maximální výška stolu nastavena na hodnotu opět -34, což odpovídá 160 cm od podlahy a 13 cm od kolimátoru, minimální výška byla nastavena na +41, odpovídající 85 cm od podlahy a 88 cm od roviny kolimátoru, vzdálenosti mezi těmito hladinami se lišily vždy o 15 cm. Pro porovnání byly získané hodnoty přepočteny, aby odpovídaly stejné době od ukončení expozice.

Posledním aspektem, který nás zajímal bylo, po kolika expozicích dojde k nasycení kolimačních systémů a radiace se již nebude zvyšovat. Za tímto účelem byl simulován běžný provoz, tj. expozice každých 8 minut, při použití 1000 MU a hodnoty zaznamenávány až do doby, kdy se ustálily.

### 3. VÝSLEDKY

#### 3.1 Analýza záznamů osobních dozimetrů

V následujících tabulkách jsou zpracovány celkové počty osob, průměrné hodnoty ročních efektivních dávek v mSv a výběrové směrodatné odchylky, dále minimální a maximální dávky obdržené v daném souboru v jednotlivých letech. Z uvedených tabulek vyplývá, že bylo zpracováno celkem 1984 hodnot odečtených z dozimetrů, přičemž pouze v 874 případech byly naměřeny hodnoty vyšší než 0. V souboru byl zaznamenán vysoký podíl nulových hodnot (56%), které jsem pro další analýzu ve zpracování průměrných dávek nepoužila, aby nedošlo ke zkreslení výše průměrné dávky u osob, které nějakou dávku ionizujícího záření obdrželi. Na první pohled je patrný rozdíl průměrných dávek v jednotlivých souborech, z tohoto důvodu byla data zpracována deskriptivní metodou. Z přílohy 1 je patrné překročení limitů některých pracovníků.

$\Sigma$  osob – celkový počet osob v souboru

$\Sigma 1$  - počet osob, u kterých byla naměřena jiná než nulová hodnota

$\Sigma 2$  - počet osob s naměřenou nulovou hodnotou

$\bar{x}$  - aritmetický průměr

s - směrodatná odchylka výběru

min - nejnižší hodnota

max - nejvyšší hodnota

Tabulka 3: Přehled hodnot lékařů intervenčního souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma 1$	$\Sigma 2$	$\bar{x}$	s	min	max
2009	23	18	5	21,34	21,47	0,08	68,46
2010	28	22	6	18,17	20,12	1,06	51,44
2011	26	22	4	12,82	8,5	2,21	22,43
2012	27	23	4	9,21	8,32	1,13	19,81
2013	28	24	4	8,66	6,8	0,88	22,73

Zdroj: vlastní výzkum

Tabulka 4: Přehled hodnot lékařů diagnostického souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma$ 1	$\Sigma$ 2	$\bar{x}$	s	min	max
2009	43	13	30	0,61	0,86	0,05	3,36
2010	47	15	32	0,45	0,74	0,06	2,93
2011	47	15	32	0,3	0,27	0,06	0,79
2012	50	16	34	0,38	0,61	0,07	2,53
2013	46	12	34	1,03	0,51	0,05	3,69

Zdroj: vlastní výzkum

Tabulka 5: Přehled hodnot lékařů operačního souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma$ 1	$\Sigma$ 2	$\bar{x}$	s	min	max
2009	74	28	46	0,39	0,45	0,05	1,9
2010	72	39	33	0,46	0,55	0,05	2,18
2011	69	37	32	0,53	0,71	0,05	3,38
2012	81	33	48	0,61	1,11	0,05	4,08
2013	82	44	38	0,57	0,7	0,05	2,5

Zdroj: vlastní výzkum

Tabulka 6: Přehled hodnot lékařů terapeutického souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma$ 1	$\Sigma$ 2	$\bar{x}$	s	min	max
2009	15	0	15	0		0	0
2010	13	0	13	0		0	0
2011	13	0	13	0		0	0
2012	14	1	13	0,3		0,3	0,3
2013	14	1	13	0,06		0,06	0,06

Zdroj: vlastní výzkum

Tabulka 7: Přehled hodnot ostatních pracovníků intervenčního souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma$ 1	$\Sigma$ 2	$\bar{x}$	s	min	max
2009	33	20	13	1,65	1,57	0,05	4,78
2010	34	27	7	2,6	2,41	0,06	8,22
2011	34	28	6	1,57	1,15	0,23	4,71
2012	34	26	8	1,69	1,1	0,23	4,31
2013	36	26	10	1,64	1,21	0,27	6,02

Zdroj: vlastní výzkum

Tabulka 8: Přehled hodnot ostatních pracovníků diagnostického souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma$ 1	$\Sigma$ 2	$\bar{x}$	s	min	max
2009	105	49	56	0,61	0,66	0,05	2,48
2010	112	53	59	0,92	1,15	0,05	5,44
2011	112	53	59	0,62	0,79	0,05	3,36
2012	116	56	60	0,59	0,73	0,05	2,84
2013	115	46	69	0,52	0,6	0,05	2,05

Zdroj: vlastní výzkum

Tabulka 9: Přehled hodnot ostatních pracovníků operačního souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma$ 1	$\Sigma$ 2	$\bar{x}$	s	min	max
2009	50	1	49	0,05		0,05	0,05
2010	56	21	35	0,22	0,27	0,05	0,97
2011	59	16	43	0,12	0,07	0,05	0,29
2012	72	26	46	0,12	0,11	0,05	0,59
2013	102	26	76	0,13	0,13	0,05	0,7

Zdroj: vlastní výzkum

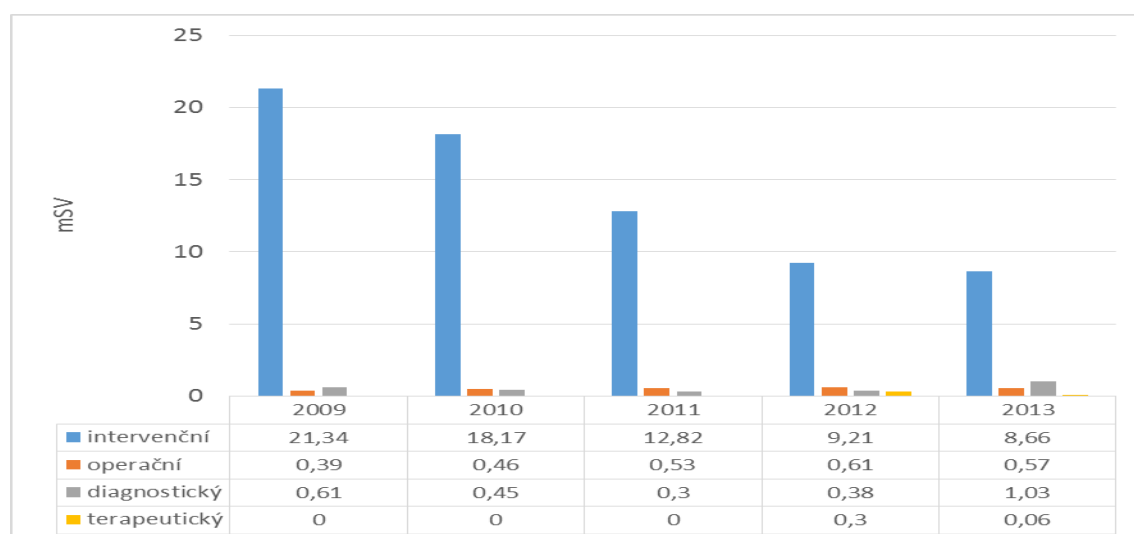
Tabulka 10: Přehled hodnot ostatních pracovníků terapeutického souboru

	$\Sigma$ osob	$\Sigma$ 1	$\Sigma$ 2	$\bar{x}$	s	min	max
2009	26	4	22	0,28	0,45	0,05	0,96
2010	22	7	15	0,09	0,03	0,05	0,2
2011	38	2	36	0,06	0,01	0,05	0,06
2012	28	5	23	0,06	0,01	0,05	0,06
2013	34	1	33	0,86		0,86	0,86

Zdroj: vlastní výzkum

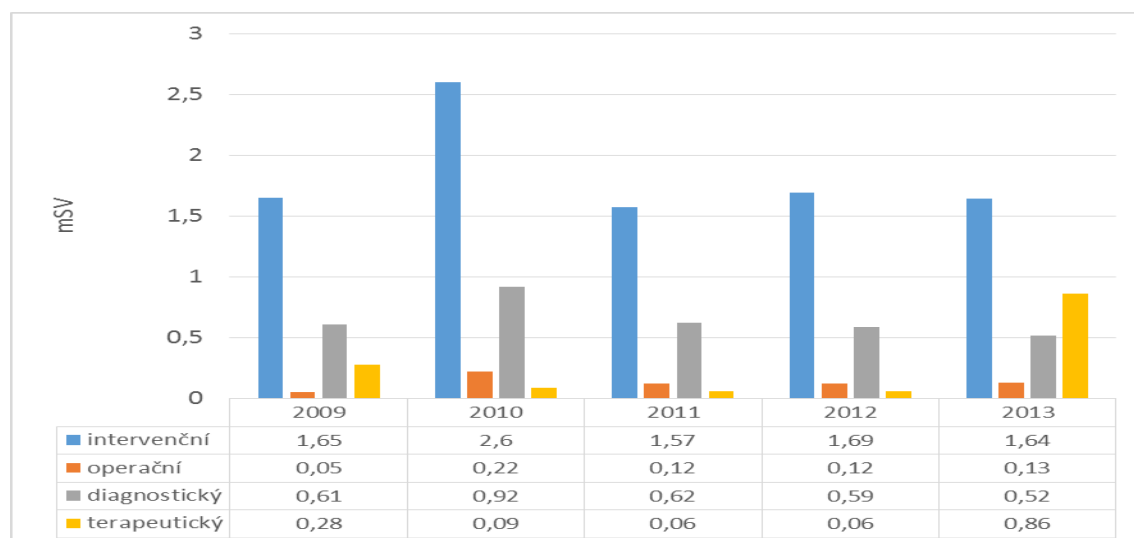
V grafu 1 a 2 je zobrazeno porovnání ročních průměrných dávek lékařů a ostatních pracovníků podle typu prováděných výkonů. Z grafů je patrný výrazný rozdíl v obdržených dávkách u intervenčního souboru, zatímco u lékařů je tento podíl významný oproti ostatním lékařům, kteří mají dávky přibližně stejné, u ostatních pracovníků je sice patrné, že nejvyšší dávky mají pracovníci v intervenčním souboru, ale rozdíl není tak významný.

Graf 1: Porovnání průměrných ročních efektivních dávek lékařů všech souborů



Zdroj: Vlastní výzkum

Graf 2: Porovnání průměrných ročních efektivních dávek ostatních nelékařských pracovníků

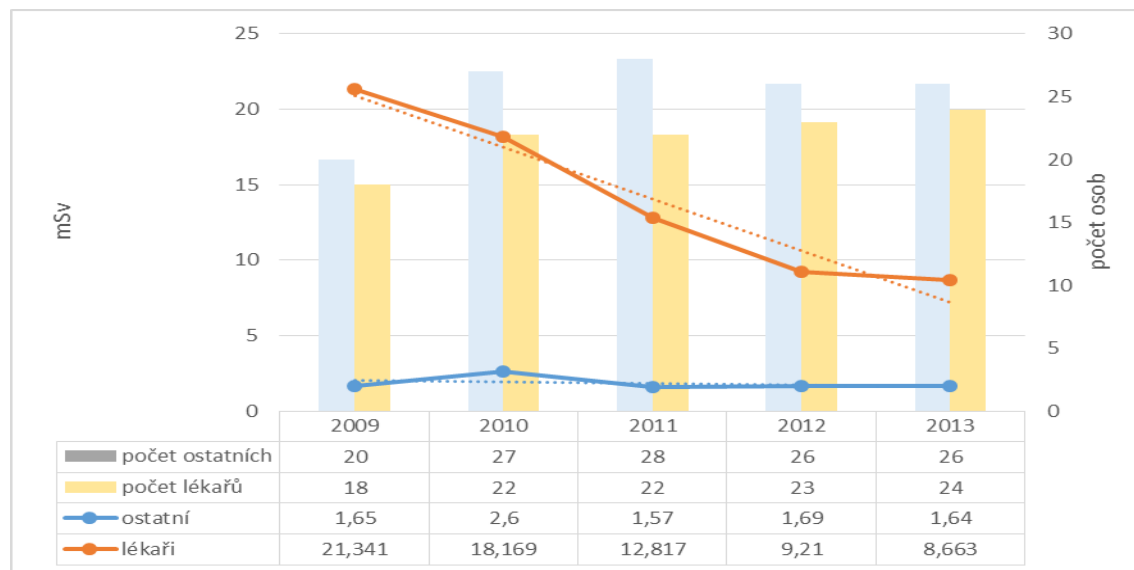


Zdroj: Vlastní výzkum



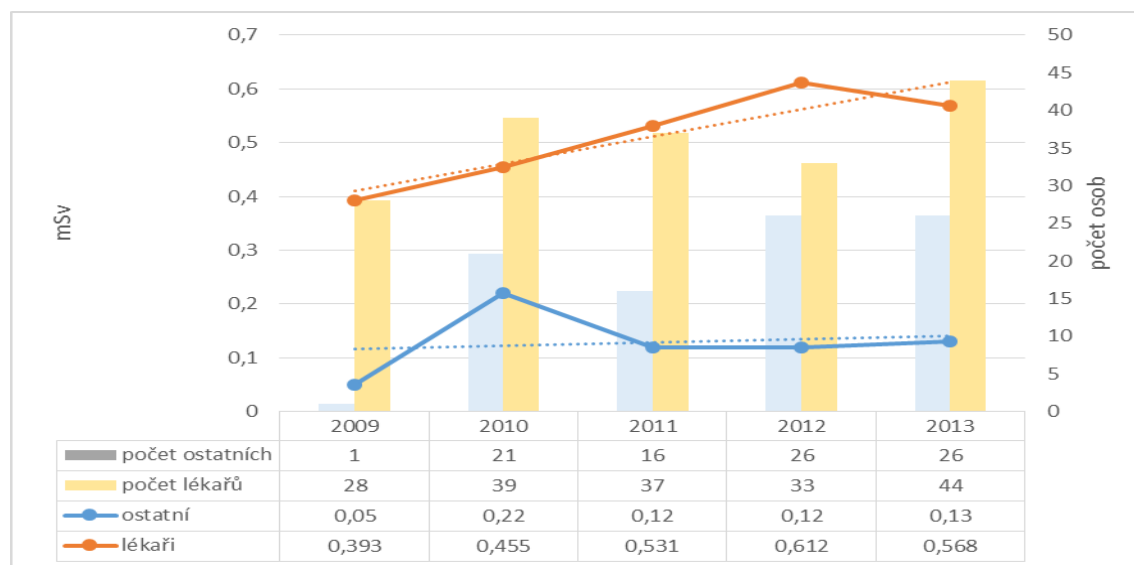
Grafy 3 – 6 zobrazují roční průměrné dávky pro jednotlivé soubory s rozlišením profese, vyznačením počtu osob, u nichž byla naměřena jiná než nulová hodnota záření, opět s vyznačením trendu vývoje dávek za uvedené období.

Graf 3: Průměrné roční efektivní dávky v intervenčním souboru



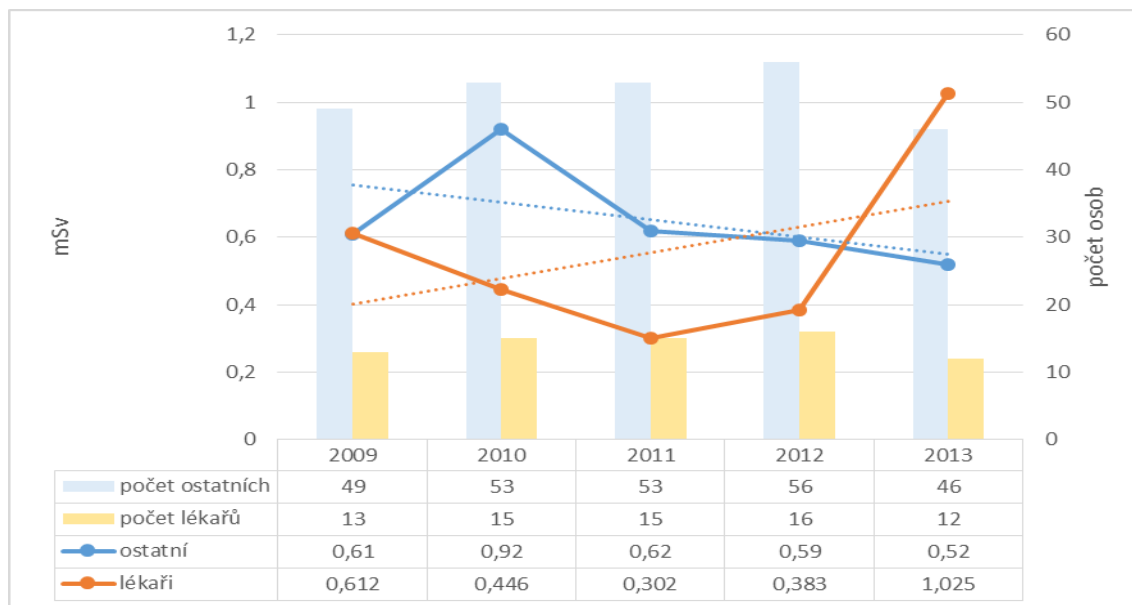
Zdroj: Vlastní výzkum

Graf 4: Průměrné roční efektivní dávky v operačním souboru



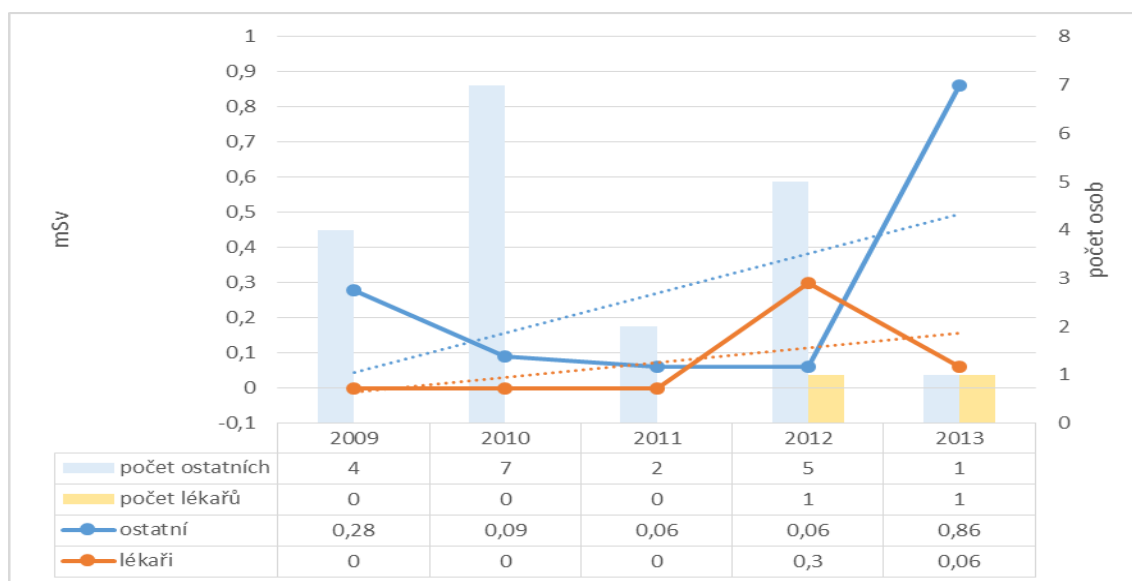
Zdroj: vlastní výzkum

Graf 5: Průměrné roční efektivní dávky v diagnostickém souboru



Zdroj: vlastní výzkum

Graf 6: Průměrné roční efektivní dávky v terapeutickém souboru



Zdroj: vlastní výzkum

Z výše uvedených tabulek a grafů lze případně první hypotézy potvrdit alternativní hypotézu a konstatovat, že nejvyšší průměrné dávky obdrží pracovníci intervenčních oborů.

Grafy 7 - 9 zobrazují závislost poklesu průměrného zatížení lékařů a ostatních nelékařských pracovníků pomocí regresního lineárního modelu vyjádřeného formou spojnice trendu. Pod grafem je uveden odhad regresního parametru vyjadřujícího pokles průměrného zatížení za jeden rok ve sledovaném období a výsledky t-testu porovnávající průměrné zatížení na začátku (rok 2009) a na konci sledovaného období (rok 2013). Vyhodnocením provedených t-testů můžeme i v tomto případě potvrdit alternativní hypotézu o účinnosti prováděných radiačních opatření ve FN Plzeň, která vedou ke snižování obdržených dávek.

Obecný vzorec odhad koeficientu sklonu lineární regrese je dán vztahem:

$$\mathbf{b} = (\mathbf{x}-\mathbf{x}_n) * (\mathbf{y}-\mathbf{y}_n) / (\mathbf{x}-\mathbf{x}_n)^2$$

$x, x_n$  - známé hodnoty na ose  $x$

$y, y_n$  - známé hodnoty na ose  $y$

Obecný vzorec pro testové kritérium dvojvýběrového t-testu je dán vztahem:

$$T = \frac{\bar{x} - \bar{y} - \delta}{\sqrt{(n-1)s_x^2 + (m-1)s_y^2}} \sqrt{\frac{nm(n+m-2)}{n+m}}$$

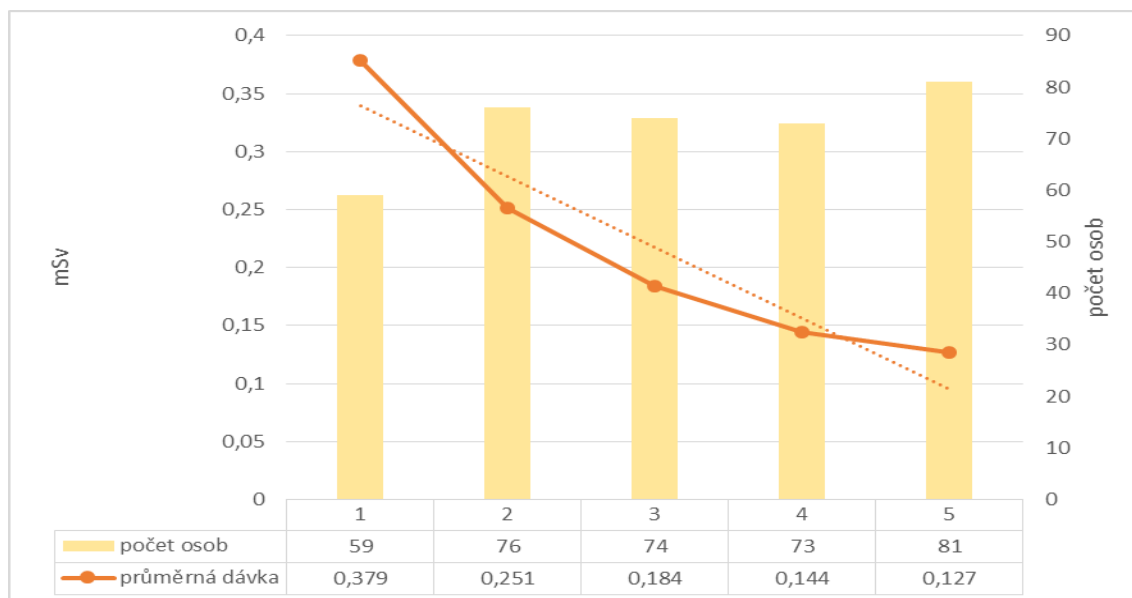
$x, y$  – průměry v porovnávaných výběrech

$\delta$  - rozdíl středních hodnot, v našem případě  $\mu_1 - \mu_2 = 0$

$n, m$  – počet osob v porovnávaných výběrech

$s_x, s_y$  – směrodatné odchylky v porovnávaných výběrech

Graf 7: Porovnání ročních průměrných dávek lékařů



Zdroj: Vlastní výzkum

$$b = (2009-2013) * (0,379 - 0,127) / (2009-2013)^2 = -0,0611$$

- Test rozdílu střední hodnoty radiační zátěže lékařů – porovnání let 2009 a 2013

Nulová hypotéza  $H_0$  : střední hodnota zatížení v roce 2009 je stejná jako střední hodnota zatížení v roce 2013.

Alternativní hypotéza  $H_a$ : střední hodnota zatížení v roce 2009 je větší než střední hodnota zatížení v roce 2013.

rok 2009: průměr : 0,379

počet : 59

s : 0,386

rok 2013: průměr : 0,127

počet : 81

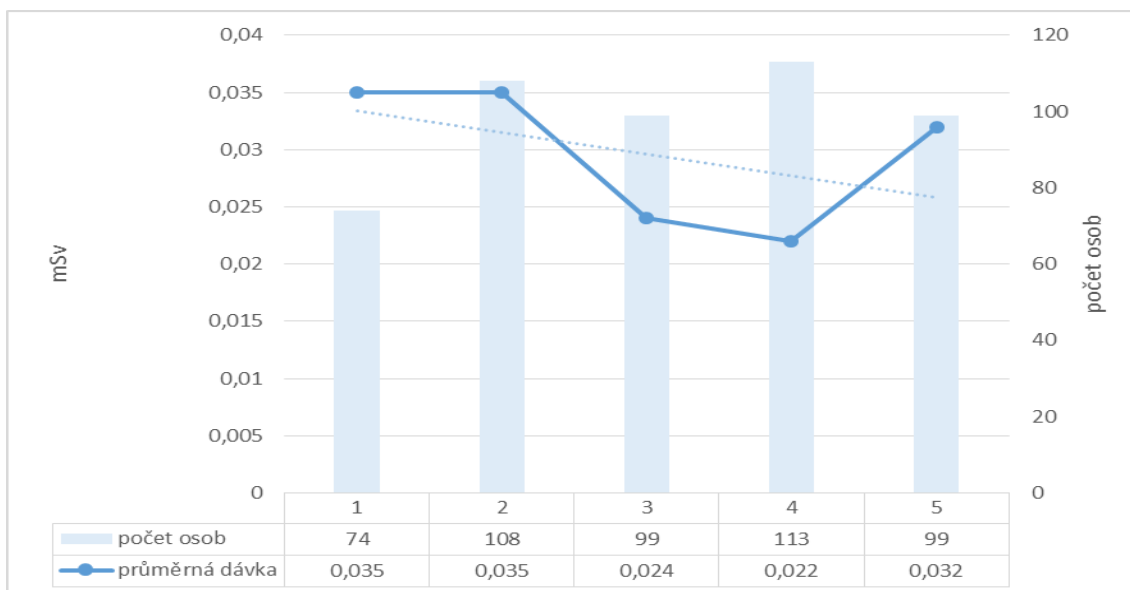
s : 0,099

hodnota testové statistiky  $T = 5,6336$

kritická hodnota testu na hladině  $\alpha = 5\%$  je  $t = 1,9773$

Protože  $T > t$ , zamítáme nulovou hypotézu a považujeme nižší hodnotu průměrného zatížení v roce 2013 oproti roku 2009 za statisticky významnou.

Graf 8: Porovnání ročních průměrných dávek ostatních nelékařských pracovníků



Zdroj: Vlastní výzkum

$$b = (2009-2013) \cdot (0,035 - 0,032) / (2009-2013)^2 = -0,00190$$

- Test rozdílu střední hodnoty radiační zátěže ostatních nelékařských pracovníků – porovnání let 2009 a 2013

Nulová hypotéza  $H_0$  : střední hodnota zatížení v roce 2009 je stejná jako střední hodnota zatížení v roce 2013.

Alternativní hypotéza  $H_a$ : střední hodnota zatížení v roce 2009 je větší než střední hodnota zatížení v roce 2013.

rok 2009: průměr : 0,035

počet : 74

s : 0,0362

rok 2013: průměr : 0,032

počet : 99

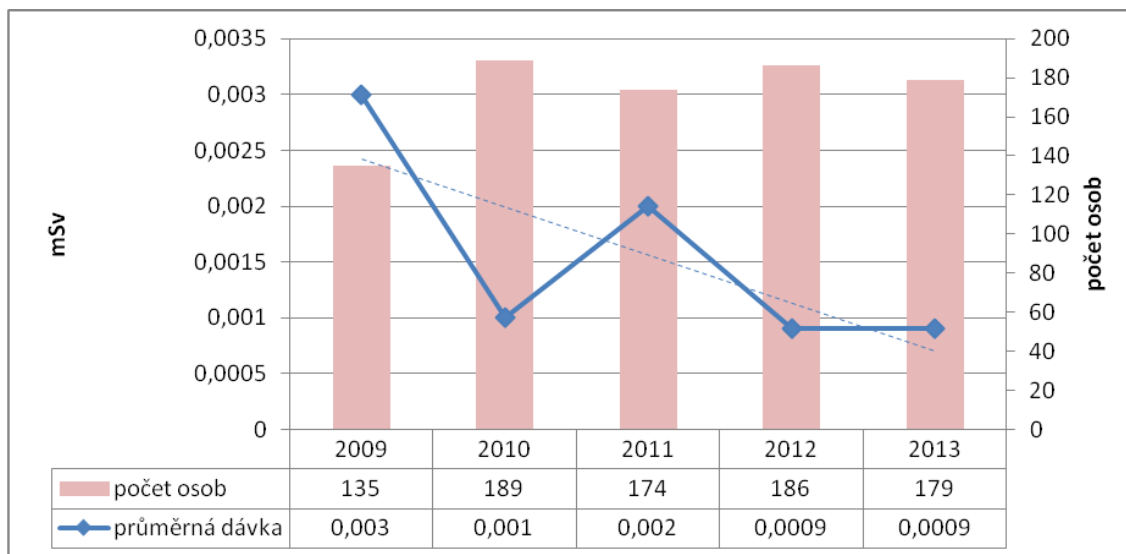
s : 0,0196

hodnota testové statistiky  $T = 0,6992$

kritická hodnota testu na hladině  $\alpha = 5\%$  je  $t = 1,9739$

Protože  $t > T$  , nezamítáme nulovou hypotézu.

Graf 9: Porovnání ročních průměrných dávek všech pracovníků bez rozdílu profese



Zdroj: Vlastní výzkum

$$b = (2009-2013) \cdot (0,003 - 0,0009) / (2009-2013)^2 = -0,000525$$

- Test rozdílu střední hodnoty radiační zátěže všech sledovaných pracovníků v roce 2009 a 2013 na hladina  $\alpha = 5\%$

Nulová hypotéza  $H_0$  : střední hodnota zatížení v roce 2009 je stejná jako střední hodnota zatížení v roce 2013.

Alternativní hypotéza  $H_a$ : střední hodnota zatížení v roce 2009 je větší než střední hodnota zatížení v roce 2013.

rok 2009: průměr: 0,1847

počet : 135

s : 0,1886

rok 2013: průměr : 0,0753

počet : 179

s : 0,0556

hodnota testové statistiky  $T = 7,35199$

kritická hodnota testu na hladině  $\alpha = 5\%$  je  $t = 1,9676$

Protože  $T > t$ , zamítáme nulovou hypotézu a považujeme nižší hodnotu průměrného zatížení v roce 2013 oproti roku 2009 za statisticky významnou.

### 3.2 Měření dávek sekundárního záření kolimačních systémů

Následující tabulky a grafy zobrazují hodnoty ionizujícího záření vznikajícího po aktivaci wolframových destiček kolimačních systémů lineárního urychlovače při použití různých energií. Výzkum prokázal výskyt ionizujícího záření pod hranicí detekce používaného osobního dozimetru a tím potvrdil i třetí alternativní hypotézu.

Tabulka 11: Přehled naměřených hodnot při zjišťování závislosti dávky na energii a čase uvedené v  $\mu\text{Sv}$

čas (min.)	Energie 18 MV	Energie 10 MV	Energie 6 MV
0	47	6,62	0,62
1	32	2,97	0,232
2	24,5	1,92	0,096
3	20,5	1,26	0,0599
4	16,2	1,13	0,0458
5	14,5	0,92	0,0324
6	12,3	0,719	0,0287
7	10,4	0,619	0,0285
8	9,54	0,464	0,0253
9	8,63	0,411	
10	7,99	0,38	
15	5,58	0,292	
20	4,18	0,265	
25	3,34	0,272	
30	2,6	0,219	
35	2,21	0,221	
40	1,73	0,23	
45	1,49	0,192	
50	1,4	0,17	
60	0,98	0,179	
75	0,75	0,15	
90	0,51	0,142	
105	0,34	0,124	
120	0,294	0,097	
150	0,189	0,071	
195	0,102	0,05	

Zdroj: Vlastní výzkum

Abychom mohli pokles radiace porovnat bylo nutné naměřené hodnoty převést na relativní číslo pomocí jednoduchého výpočtu:

$$R=X/Y$$

X= naměřená hodnota v určitém čase

Y= hodnota naměřená v čase 0

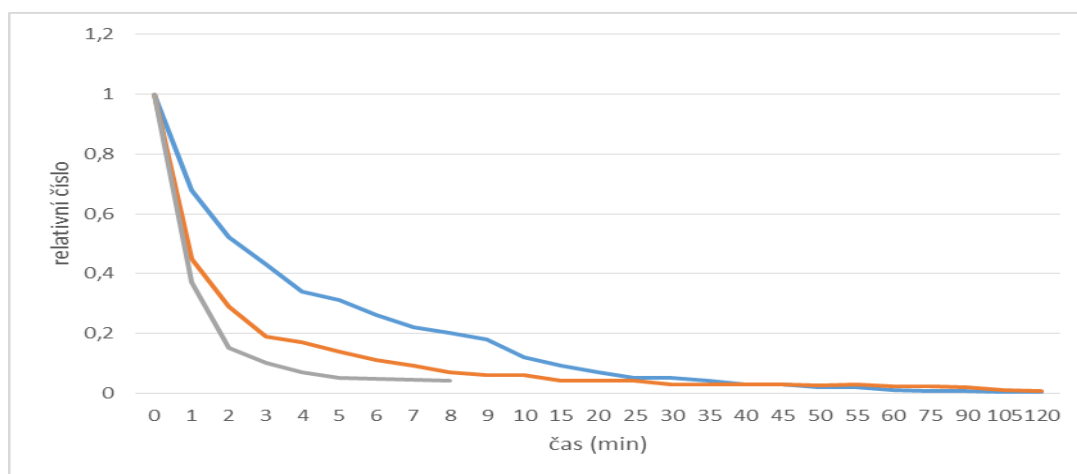
Tabulka 12: Vyjádření poklesu naměřených hodnot v čase pomocí relativního čísla

t (min)	18 MV	10 MV	6 MV
0	1	1	1
1	0,68	0,45	0,37
2	0,52	0,29	0,15
3	0,43	0,19	0,1
4	0,34	0,17	0,07
5	0,31	0,14	0,05
6	0,26	0,11	0,046
7	0,22	0,09	0,045
8	0,2	0,07	0,041
9	0,18	0,06	
10	0,12	0,06	
15	0,09	0,04	
20	0,07	0,04	
25	0,05	0,04	
30	0,05	0,03	
35	0,04	0,03	
40	0,03	0,03	
45	0,03	0,03	
50	0,02	0,026	
55	0,02	0,027	
60	0,01	0,023	
75	0,007	0,021	
90	0,006	0,019	
105	0,004	0,01	
120	0,002	0,007	

Zdroj: Vlastní výzkum



Graf 10: Grafické porovnání závislosti poklesu dávky v čase vyjádřené pomocí relativního čísla pro všechny použité energie



Zdroj: Vlastní výzkum

V tabulce 13 jsou uvedeny hodnoty z druhého měření, sledující hodnoty radiace v závislosti na vzdálenosti od zdroje. Pro všechny body na jednotlivých hladinách stolu byl zaznamenán čas, který uplynul od začátku měření. Uvedené hodnoty byly následně přepočteny do času 0, aby bylo možné dávky porovnat viz. tabulka 14. Schematické znázornění převedených hodnot je součástí přílohy 2.

Tabulka 13: Hodnoty v  $\mu\text{Sv}$  získané při druhém měření

	-34 ( $\mu\text{Sv}$ )	t (min)	-19 ( $\mu\text{Sv}$ )	t (min)	-4 ( $\mu\text{Sv}$ )	t (min)	+11 ( $\mu\text{Sv}$ )	t (min)	+26 ( $\mu\text{Sv}$ )	t (min)	+41 ( $\mu\text{Sv}$ )	t (min)
bod 1	47,4	0	20,2	2,38	14,0	4,23	11,5	5,52	9,86	6,75	7,99	8,32
bod 2	40,7	0,33	19,7	2,52	13,2	4,38	11,0	5,63	8,7	6,85	7,72	8,45
bod 3	38,4	0,5	20,2	2,66	13,6	4,48	11,3	5,75	8,86	6,93	7,64	8,55
bod 4	34,0	0,68	18,7	2,82	13,4	4,6	10,7	5,85	8,64	7,03	7,44	8,66
bod 5	33,8	0,93	17,6	2,97	12,4	4,72	10,9	5,98	8,83	7,15	7,06	8,78
bod 6	28,7	1,1	17,8	3,12	12,6	4,82	10,7	6,12	8,24	7,25	7,0	8,9
bod 7	27,5	1,33	17,1	3,3	12,7	4,95	10,6	6,22	8,22	7,33	6,9	9,02
bod 8	24,1	1,55	16,1	3,47	12,1	5,07	10,2	6,33	8,32	7,47	7,15	9,15
bod 9	25,1	1,75	16,1	3,63	11,8	5,18	10,1	6,45	8,33	7,58	6,47	9,32

Zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 14: Hodnoty přepočtené do času 0

	-34 (μSv)	-19 (μSv)	-4 (μSv)	+11 (μSv)	+26 (μSv)	+41 (μSv)
bod 1	47,4	46,9	46,5	47,7	47,3	46,3
bod 2	47,2	46,7	47,1	46,8	46,5	48
bod 3	47	47,5	46,6	47,6	47,9	47,5
bod 4	47,2	47,2	47,4	46,8	47,1	47
bod 5	47,2	46,9	46,8	47,5	46,9	46,4
bod 6	47,3	46,5	46,5	46,4	46,3	45,9
bod 7	46,8	46,9	47,0	47,5	46	47,9
bod 8	47,2	47,4	46,3	46,7	47,6	47,4
bod 9	47,1	46,8	47	47,9	47,1	46,8

Zdroj: Vlastní výzkum

Vzorec pro přepočet:

$$R_{(t)} / f_{(t)} = R_0, \text{ kde je}$$

$R_{(t)}$  - hodnota odečtená z dozimetru v čase t

$f_{(t)}$  - časový faktor, udávající úbytek záření s časem t

$R_0$  - přepočítaný odečet  $R_{(t)}$  do času 0

Při třetím měření bylo zjišťováno, za jak dlouho dojde k nasycení kolimačních systémů a hodnoty radiace z wolframových desek kolimačních systémů se již nebudou zvyšovat. Výsledky jsou zaznamenány v tabulce 15. Stůl byl exponován 1000 MU při energii 18 MV každých osm minut, což odpovídá běžnému provozu pracoviště.

Tabulka 15: Hodnoty sycení kolimátorů v μSv

měření	1	2	3	4	5	6	7	8
μSv	56,7	65,9	71,7	73,6	76,0	78,0	77,9	78,0

Zdroj: Vlastní výzkum

## 4. DISKUZE

Výsledky z analýzy dat osobních dozimetrů lze shrnout do následujících bodů: Z přehledů dávek jednotlivých pracovníků uvedených v příloze 1 je patrné, že u čtyř lékařů došlo k překročení pětiletého limitu 100 mSv. V uvedených hodnotách však nejsou zohledněny ochranné pomůcky, po jejich přepočtu koeficientem 8 na přepočet dávky na zástěře, se dostaneme pod limitní úroveň. Koeficient se stanovuje proto, že ochranné pomůcky nechrání všechny části těla, je určen poměrem citlivosti chráněných a nechráněných částí těla na účinky záření. Jedná se o komplexně stanovené číslo, při jehož stanovování je přihlédnuto k charakteru získávání informací o ozáření dozimetru a energii používaného záření. Na základě poznatků o ionizujícím záření byla pro nejpoužívanější energie při skiaskopiích stanovena hodnota 8. Ve všech případech zjištěných zvýšených hodnot proběhlo šetření zvýšené osobní expozice, provedené radiologickým fyzikem FN za přítomnosti dotčených osob, jeden ze záznamů je součástí přílohy 3. Uvedení zaměstnanci byli posláni na mimořádné lékařské prohlídky, pouze u jednoho z nich zaznamenán nepatrný pokles retikulocytů v krevním obrazu.

Tabulky 3 – 10 zobrazují roční počty ozářených osob, jejich průměrných dávek, směrodatných odchylek, minimálních a maximálních dávek v jednotlivých souborech. Na uvedených datech je vidět značný rozdíl mezi jednotlivými soubory i bez dokazování pomocí statistických testů. Uváděné průměry jsou počítané pouze z nenulových hodnot, pokud bychom počítali se všemi i neozářenými osobami, byly by průměrné dávky nižší, ale zkreslené právě 56% výskytem hodnot 0. V našem případě jsme chtěli zjistit jakou průměrnou dávku dostanou ozáření pracovníci.

Z grafů 1 - 6 vyplývá, že nejvyšší dávky během sledovaného období obdrželi lékaři intervenčních oborů. Nejvyšší hodnoty v souboru byly naměřeny v roce 2009 a 2010. V důsledku toho byla učiněna preventivní opatření, vedoucí ke snížení dávek, nákup clon a dalších ochranných pomůcek, zavedena důsledná kontrola dodržování bezpečnosti práce. Během následujícího období došlo k poklesu, v roce 2011 to bylo

proti roku 2009 téměř o polovinu, do roku 2013 hodnoty poklesly na téměř třetinu původní dávky. Porovnáním dávek lékařů a ostatních nelékařských pracovníků intervenčního souboru podle grafu 3 bylo zjištěno, že dávky lékařů jsou mnohonásobně vyšší po celé sledované období a zatímco u lékařů docházelo k poklesu dávek u ostatních pracovníků se průměrná hodnota udržela na stejné hladině.

U operačního souboru znázorněném v grafu 4 je opět vidět rozdíl mezi naměřenými hodnotami lékařů a ostatních zdravotnických pracovníků, lékaři jsou ionizujícímu záření na operačních sálech vystaveni více než ostatní, protože většina personálu při expozici ustupuje od operačního stolu. V této skupině je trend obdržených dávek u lékařů mírně stoupající, u ostatních zůstávají dávky stejné, zvyšování radiační zátěže je dáno vyšším počtem prováděných výkonů a rozvojem operačních technik.

Graf 5 zobrazuje efektivní dávky diagnostického souboru, výsledky analýzy jsou odlišné od předchozích dvou skupin. Vyšší dávky byly zaznamenány u ostatních nelékařských pracovníků, lze pozorovat klesající charakter křivky. U lékařů je spojnice trendu stoupající, ale výsledky byly ovlivněny vysokou hodnotou jednoho lékaře v roce 2013, který na konci sledovaného období asistoval při intervenčních výkonech.

V terapeutickém souboru, jak je vidět z grafu 6, je výskyt ozáření lékařů i ostatních nelékařských pracovníků ojedinělý. Z grafu sice vyplývá, že trend vývoje je stoupající, ale počet ozářených osob je nedostatečný, na to abychom mohli výsledky interpretovat samostatně. Důvodem proč jsou dávky při radioterapeutických výkonech téměř nulové je moderní technické a přístrojové vybavení pracoviště, které téměř vylučuje vystavení personálu ionizujícímu záření, i když jak je vidět z druhé části práce, která se zabývá měřením sekundárního záření vznikajícího aktivací kolimačních systémů, určité riziko zde vzniká. Podrobněji se tímto problémem budu zabývat níže.

Z grafu 7 a 8 lze shrnout, že celkově lékaři bez rozlišení souboru obdrží vyšší dávky a trend vývoje je v jednotlivých letech klesající, zatímco u ostatních pracovníků je křivka téměř konstantní. V grafech je vidět závislost poklesu průměrného zatížení vyjádřená pomocí lineární regrese s odpovídající průměrnou zápornou roční hodnotou pro lékaře  $-0,07580$  mSv a pro ostatní  $-0,00075$  mSv. Graf 9 znázorňuje regresní přímku

průměrných dávek všech sledovaných osob s vypočtenou zápornou hodnotou regrese -0,0007.

Provedenou analýzou byla potvrzena první hypotéza. Uvedené rozdíly jsou dány charakterem poskytované péče. Snížení dávek intervenčního souboru na úroveň diagnostického, operačního nebo terapeutického je prakticky nemožné. Zatímco u diagnostického a terapeutického souboru pracovníci většinou v době expozice pacienta nejsou ve stejné místnosti, personál při intervenčních výkonech musí pracovat přímo pod zdrojem záření a jedinou ochranou před zářením je používání osobních ochranných pomůcek a clon. Častější střídání personálu v tomto případě není možné, protože se jedná o specializované výkony, které provádějí vysoce erudovaní lékaři.

Pro potvrzení či vyvrácení hypotézy o účinnosti radiačních opatření byl proveden test rozdílu střední hodnoty v letech 2009 a 2013. Test byl vyhodnocen zvláště pro lékaře, ostatní nelékařské pracovníky a pro všechny pracovníky bez rozdílu vykonávané profese. Protože hypotéza byla stanovena pro všechny pracovníky obecně, lze ji potvrdit. Hodnota testovací statistiky byla na základě dat spočtena  $T = 7,35199$ ; kritická mez pro uvedený jednostranný test při zvolené hladině  $\alpha = 5\%$  je  $t = 1,9676$ , podle uvedených výsledků lze hypotézu přijmout a nižší hodnotu v roce 2013 považovat za statisticky významnou. Hypotéza byla přijata i v případě testování lékařů, kdy hodnota testovací statistiky byla vypočtena  $T = 5,6336$ ; kritická hodnota při stejné hladině významnosti  $t = 1,9773$  a nižší hodnotu lze považovat za statisticky významnou. V případě ostatních nelékařských pracovníků nebyla hypotéza potvrzena, z testu vplynula hodnota kritické meze  $t = 1,9739$  a testovací statistiky  $T = 0,6992$ .

Z výsledků druhé části práce je patrné z tabulky 11, že dávky radiace po aktivaci kolimačního systému jsou při použití energie 18 MV, mnohem vyšší než při použití energie 10 MV a 6 MV. Zatímco při energii 6 MV se jedná pouze o hodnotu  $0,62 \mu\text{Sv}$  a do osmi minut po ukončení expozice se dostáváme na úroveň původního radiačního pozadí, hodnoty při použití energie 10 MV jsou již desetinásobně vyšší, v našem případě se jednalo o  $6,62 \mu\text{Sv}$  a u energie 18 MV je naměřená hodnota dokonce  $47 \mu\text{Sv}$ . Měření radiace u energií 10 a 18 MV bylo ukončeno před dosažením pozadí po 195 minutách, kdy stále neklesly na původní hodnoty. Všechny naměřené hodnoty jsou pod

hranicí 50  $\mu\text{Sv}$ , kterou zaznamenají používané osobní dozimetry, proto zdánlivě nedochází k ozáření personálu. Pro porovnání rychlosti poklesu radiace byly hodnoty přepočteny na relativní čísla uvedená v tabulce 12 a následně zobrazeny v grafu 10. Z uvedeného je patrné, že nejrychlejší pokles hodnot nastává do dvou minut po ukončení expozice a dále se pomyslná křivka zvolna narovná. Měření potvrdilo třetí hypotézu. Při ozařování lineárními urychlovači dochází k radioaktivní přeměně wolframových destiček kolimačních systémů, hodnoty vzniklého sekundárního záření jsou však i při použití nejvyšší energie 18 MV těsně pod hranicí možnosti detekce používanými osobními dozimetry, přesto je však nutné s možností rizika ozáření počítat a personál častěji střídat na jednotlivých pracovištích, tak aby se zamezilo vystavení obsluhujících osob těmto relativně nízkým dávkám ozáření.

Při zjišťování hodnot radiace po ukončení expozice lineárního urychlovače jsme narazili ještě na dvě související vedlejší otázky a výzkum jsme rozšířili. Při prvním měření byla prokazována závislost radiace na vzdálenosti od zdroje a porovnávány dávky vytyčených bodů na vyšetřovacím stole. Měření probíhalo při jedné expozici a stůl byl postupně snižován z výšky 160cm na 88cm v šesti rovinách. V tabulce 13 jsou zobrazeny hodnoty získané z dozimetru, včetně času, který uběhl do odečtu od ukončení expozice, v následující tabulce 14, jsou hodnoty přepočteny do času 0, abychom získali přehled o dávce, kterou získá obsluha urychlovače po příchodu k vyšetřovacímu lůžku na jednotlivé části těla. Domněnka, že hodnoty ve vytyčeném čtverci se budou lišit, nejvyšší budou ve středu ozařovaného pole a směrem ven budou klesat se nepotvrdila. Pokusem jsme chtěli prokázat, že se liší dávka záření, kterou obsluhující osoba obdrží v referenční úrovni dozimetru, což je přibližně na třetí hladině -4, odpovídající 130cm od podlahy a dávka v úrovni hlavy, krku, očí, prsů a genitálií. Jak je patrné z tabulky 14, jsou hodnoty radiace stejné ve všech bodech. Domníváme se, že je to z důvodu, že se kolimační systém urychlovače nechová jako bodový zdroj, ale jako plošný. To, proč nedochází k úbytku radiace se čtvercem vzdálenosti si vysvětlujeme malou vzdáleností jednotlivých hladin od zdroje, kdy se uvedený efekt neprojevuje. Uvedené poznatky, by určitě stály za podrobnější vysvětlení a opakované

pokusy, ale vzhledem k tomu, že toto měření nebylo hlavním cílem práce se jím dále v současné době nebudeme zabývat.

Při předchozích měřeních jsme se věnovali jednorázovému ozáření stolu a před každým dalším měřením čekali na pokles radiace na původní radiační pozadí. Posledním úkolem, který jsme si v rámci výzkumu zadali bylo zjistit, zda se hodnota ionizujícího záření další expozicí navyšuje, za jak dlouho se kolimační systémy nasatí a dávka se zvyšovat nebude a jaká je konečná hodnota vznikajícího záření. Vyšetřovací stůl byl ozařován vysokoenergetickým 18 MV ozařovačem 1000 MU. Naměřené hodnoty jsme zaznamenali do tabulky 15, z níž je patrné, že při simulaci běžného provozu radioterapeutického pracoviště, v němž je ošetřeno během jedné hodiny asi osm pacientů dojde k nasycení kolimátoru přibližně při šesté expozici a dále se hodnota radiace nezvyšuje a udržuje se na hodnotě přibližně 78  $\mu\text{Sv}$ .

## ZÁVĚR

V závěru diplomové práce lze shrnout, že cíle práce byly splněny. Provedenou analýzou záznamů osobních dozimetrů zaměstnanců Fakultní nemocnice a provedeným měřením sekundárního záření kolimátorů byly potvrzeny všechny tři hypotézy.

Bylo prokázáno, že nejvyšší průměrné efektivní dávky dostávají pracovníci při intervenčních výkonech, zejména lékaři a tento rozdíl je poměrně výrazný. Dále bylo zjištěno, že opatření přijímaná v nemocnici k zabránění profesního ozáření radiačních pracovníků jsou účinná a vedou ke snižování průměrných dávek. Otázkou je, nakolik je to dílem prováděných opatření a nakolik se ve výsledku odráží nezodpovědnost některých pracovníků vůči vlastnímu zdraví, spočívající v odkládání dozimetru v době expozice a tím v úmyslném snižování naměřených dávek. Za sledované období nebylo u žádného z pracovníků po přepočtu dávek na ochranné pomůcky zjištěno překročení limitních dávek a ani při lékařských prohlídkách nebyly shledány žádné příznaky nadměrného ozáření, které by vedly ke ztrátě zdravotní způsobilosti a vyloučení zaměstnance z rizika ionizujícího záření.

Provedeným měřením sekundárního záření bylo potvrzeno, že existuje možnost rizika ozáření, která není zahrnuta do naměřených dávek, protože se hodnoty nacházejí pod detekovatelnou hranicí používaných dozimetrů. Získané výstupy byly poskytnuty oddělení radiofyziky FN Plzeň, vzešlo z nich doporučení na střídání pracovníků na jednotlivých pracovištích, zejména obsluhy lineárních urychlovačů. Nabízí se otázka, zda je žádoucí používat vysokoenergetické ozařovače, zda by nebylo dostačující používání energií 10 MV nebo 6 MV, při nichž vzniká sekundární záření nesrovnatelně menší.

O riziku vzniku stochastických účinků záření se stále v souvislosti s používáním umělých zdrojů diskutuje. Na jedné straně víme, že vlivem záření dochází k poškození organismu, ale také to, že i v populaci, která není vystavována profesnímu ozáření se vyskytují nádorová onemocnění a genetické mutace. Z tohoto důvodu je velice těžké posoudit, zda se v případě vzniku takového onemocnění jedná o chorobu z povolání podle seznamu nemocí z povolání uvedeného v NV 114/2011 Sb.. Podle údajů uvedených ve Státním registru nemocí z povolání SZÚ v Praze bylo přiznáno



odškodnění podle kapitoly II., položky 1, pouze dvakrát a to v roce 2009. Jednalo se o rentgenology, u nichž se vyskytl spinaliom. První byl exponován ionizujícím zářením 53 let, druhý 25 let. V ostatních letech v období let 2006-2013 nebyla ohlášena žádná nemoc z povolání způsobená ionizujícím zářením.<sup>(31)</sup>

V souvislosti s tímto sdělením je třeba se vyjádřit k situaci, která mnohdy panuje mezi pracovníky. Na jedné straně zde existuje určitá hysterie, kdy se pracovníci dožadují vybavení dozimetry, aniž by k tomu byl důvod, protože se obávají nežádoucích účinků ozáření a na straně druhé jak již bylo řečeno odkládání osobních dozimetrů a zkreslování obdržených dávek. První případ se týká většinou ostatního zdravotnického personálu operačních sálů, i když podle výše uvedené analýzy počty ozářených z celkového počtu osob vybavených dozimetry a jejich průměrné dávky jsou zanedbatelné. Ve druhém případě jde téměř vždy o lékaře, kteří mnohdy podceňují rizika, aby mohli pracovat dále a nebyli po vyhodnocení dávek vyloučeni z práce v riziku ionizujícího záření.

V zemích Evropské unie jsou budovány databáze profesního ozáření. V letech 1995-2005 probíhal projekt ESOREX, který měl za cíl zhodnotit velikost profesního ozáření v jednotlivých zemích Evropské unie. Výsledky byly podkladem pro zpracování doporučení EU číslo 160 z roku 2009. Podle statistického šetření SUJB z roku 2011 byla průměrná efektivní dávka radiačních pracovníků 0,79 mSv, zatímco v našem šetření jsme v tomto roce došli k hodnotě 0,002 mSv, ale z uvedených výsledků není jasné, zda byly průměrné dávky počítány pouze z ozářených osob, jako v našem případě, nebo z celkového počtu osob vybavených osobními dozimetry. Ze studie prováděné v letech 2001-2010 je patrný pokles průměrných dávek ve zdravotnictví i v celorepublikovém měřítku. Podle tohoto výzkumu je podíl osob provádějících intervenční výkony na celkové dávce až 30%, přestože tato skupina tvoří pouze 8% z celkového počtu pracovníků. Protože se tato skupina často pohybuje na úrovni stanovených limitů, vypsala SUJB v roce 2010 projekt zaměřený na hledání způsobů jak snížit v intervenční radiologii dávky personálu.<sup>(32)</sup>

Důležitým aspektem pro snižování dávek v radiologii je pravidelné proškolení personálu a důsledná kontrola dodržování zásad bezpečnosti práce se zdroji ionizujícího

záření. Z tohoto důvodu se konají i různé semináře a jsou dostupné informační letáky vydávané Státním ústavem radiační ochrany nebo Státním zdravotním ústavem v Praze, ukázky materiálů jsou součástí příloh 4 a 5. Závěrem lze říci, že obecně je úroveň radiační ochrany pracovníků ve zdravotnictví vysoká a díky moderním technologiím a přístupům nedochází ke zbytečnému ozařování personálu.

## SEZNAM ZDROJŮ

1. KOLEKTIV AUTORŮ. *Principy a praxe radiační ochrany*. 1. vydání. Praha: Azin CZ, 2000. ISBN 80-238-3703-6.
2. SURO. *Historie*. (online). (cit. 2014-02-03). Dostupné z: <http://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/historie>
3. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Základní fyzikální poznatky o ionizujícím záření a neionizujícím záření, jeho detekce a dozimetrie*. (online). (cit. 2014-07-04). Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola.html>
4. ROSINA, J., KOLÁŘOVÁ, J. a STANĚK, J. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-13837.
5. KUNA, P., NAVRÁTIL, L. a kolektiv. *Klinická radiobiologie*. 1. vydání. Praha: Manus, 2005. ISBN 80-86571-09-2
6. REICHL, J. a VŠETIČKA, M. *Encyklopedie fyziky*. (online). (cit. 2013-08-23). Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com>
7. ULLMANN, V. *Jaderná a radiační fyzika: Ionizující záření*. (online). (cit. 2014-02-06). Dostupné z: <http://www.astronuklfyzika.cz>
8. FELTL, D. a CVEK, J. *Klinická radiobiologie*. 1. vydání. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2008. ISBN 978-80-7311-103-8
9. ZÖLZER, F. *Radiobiologie buňky*. České Budějovice: Jihočeská univerzita: Zdravotně sociální fakulta, 2007. (online). (cit. 2012-12-06). Dostupné z: [http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvательства/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/ochrana-ob](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvательства/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-ob)
10. ŠÍPEK, A. jr. *Genetika – biologie: Buněčný cyklus*. (online). (cit. 2014-01-12). Dostupné z: <http://www.genetika-biologie.cz/bunecny-cyklus>
11. *Buněčný cyklus*. (online). (cit. 2014-01-12). Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Bun%C4%9B%C4%8Dn%C3%BD\\_cyklus](http://cs.wikipedia.org/wiki/Bun%C4%9B%C4%8Dn%C3%BD_cyklus)

12. ZÖLZER, F. KUNA, P. Navrátil, L. *Mechanismy účinků ionizujícího záření*. České Budějovice: Jihočeská univerzita: Zdravotně sociální fakulta, 2007. (online). (cit. 2012-12-06). Dostupné z: [http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateľstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/ochrana-ob](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateľstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-ob)
13. KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie: Mechanismy působení ionizujícího záření na živý organismus*. (online). (cit. 2014-06-29). Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/2-kapitola/22.html>
14. SABOL, J. a VLČEK, P. *Radiační ochrana v radioterapii II*. 1. vydání. Praha: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04757-6
15. NAVRÁTIL, L. a ÖSTRERREICHER, J. *Klinické projevy akutní nemoci z ozáření*. (online). (cit. 2014-03-16). Dostupné z: [http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra\\_7169/ch03.htm](http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch03.htm)
16. Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový zákon) v platném znění
17. SUJB. *Legislativa*. (online). (cit. 2014-05-30). Dostupné z: <http://www.sujb.cz/legislativa/>
18. SINGER, J. a HEŘMANSKÁ, J. *Principy radiační ochrany*. České Budějovice: Jihočeská univerzita: Zdravotně sociální fakulta, 2004. (online). (cit. 2012-11-26). Dostupné z: [http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateľstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/ochrana-ob](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateľstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-ob)
19. SURO. *Principy radiační ochrany*. (online). (cit. 2014-02-16). Dostupné z: <http://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>
20. Vyhláška č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně v platném znění
21. ULLMANN, V. *Jaderná a radiační fyzika: Radiobiologie, radiační ochrana*. (online). (cit. 2014-04-15). Dostupné z: <http://www.astronuklfyzika.cz>
22. ULLMANN, V. *Jaderná a radiační fyzika: Detekce záření*. (online). (cit. 2014-04-15). Dostupné z: <http://www.astronuklfyzika.cz>

23. GERNDT, J. a PRŮŠA, P. *Detektory ionizujícího záření*. 2. vydání. Praha: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04710-1
24. SINGER, J. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání. České Budějovice: Jihočeská univerzita: Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7040-752-2
25. ŽÁČKOVÁ, H. *Rentgen bulletin: Ochranné pomůcky proti nežádoucímu ozáření*. Praha: SURO, srpen 2006. Dostupné z:  
[http://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni/rentgen\\_8\\_2006.pdf](http://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni/rentgen_8_2006.pdf)
26. ZVÁROVÁ, J. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. (online).  
(cit. 2014-07-28). Dostupné z:  
<http://new.euromise.org/czech/tajne/ucebnice/html/html/statist.html>
27. ZÁŠKODNÝ, P. a kol. *Základy statistiky s aplikací na zdravotnictví*. České Budějovice: Jihočeská univerzita: Zdravotně sociální fakulta. (online).  
(cit. 2013-01). Dostupné z: [http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvatelestva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/ochrana-ob](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvatelestva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-ob)
28. LITSCHMANNOVA, M. *Jednoduchá lineární regrese*. (online).  
(cit. 2014-07-28). Dostupné z:  
[http://homel.vsb.cz/~dom033/predmety/statistika/cviceni\\_prikklady/14cRegrese](http://homel.vsb.cz/~dom033/predmety/statistika/cviceni_prikklady/14cRegrese)
29. *Regresní analýza v tradingu 1/4*. (online). (cit. 2014-07-28). Dostupné z:  
<http://www.tradeandfinance.eu/clanky/futures/regresni-analyza-v-tradingu/>
30. *Lineární regrese*. (online). (cit. 2014-07-28). Dostupné z:  
[http://cs.wikipedia.org/wiki/Line%C3%A1rn%C3%AD\\_regrese](http://cs.wikipedia.org/wiki/Line%C3%A1rn%C3%AD_regrese)
31. *Registr nemocí z povolání*. (online). (cit. 2014-04-12). Dostupný z: [www.szu.cz](http://www.szu.cz)
32. PETROVÁ, K. *Profesní ozáření radiačních pracovníků ve zdravotnictví*.  
Rentgen bulletin. SURO: duben 2012. (online). (cit. 2014-06-12). Dostupné z:  
<http://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni>
33. NV č. 114/2011 Sb., seznam nemocí z povolání
34. Vyhláška č.79/2013 Sb., o náplni prohlídek pracovně-lékařských služeb
35. ANDĚL, J. *Základy matematické statistiky*. 2. vydání. Praha: MATFYZPRESS, 2007. ISBN 80-7378-001-1

36. PUNCH, F. J. *Základy kvantitativního šetření*. 1. vydání. Praha: Portál s.r.o, 2008. ISBN 978-80-7367-381-9
37. *Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany 2007*. ICRP Publication 103. Státní úřad pro jadernou bezpečnost. Praha. 2009.
38. PROCEEDINGS OF AN INTERNATIONAL CONFERENCE. *Security of Radioactive Sources*, IAEA, Vienna, Austria 2003.
39. *Mezinárodní komise pro jednotky záření a měření*. International Commission on Radiation Units and Measurements. (online). (cit. 2013-11-26). Dostupné z: <http://www.icru.org>.
40. ULLMANN, V. *Jaderná a radiační fyzika*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7.
41. ŠVEC, J. *Radioaktivita a ionizující záření*. Ostrava: SPBI, 2005. ISBN 80-86634-62-0.
42. MUSÍLEK, L., ŠEDA, J., TROUSIL, J. *Dozimetrie ionizujícího záření*. Praha: ČVUT, 1992. ISBN 80-01-00812-6
43. HUŠÁK, V. a kol. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, 2009.
44. HÁLA, J. *Radioaktivita, ionizující záření, jaderná energie*. Brno: Konvoj, 1998. ISBN 80-85615-56-8.
45. SABOL, J. *Základy dozimetrie*. Praha: ČVUT, 1992. ISBN 80-01-00847-9.
46. TROUSIL, J., ZÍDEK, V., PLICHTA, J. *Termoluminiscenční dozimetrie v celostátní službě CSOD*. Bezpečnost jaderné energie, 2004. ISBN 1210-7085.
47. BROŽOVÁ, H., HOUŠKA, M., ŠUBRT, T. *Modely pro vícekritériální rozhodování*. 1. vydání. Praha: Česká zemědělská univerzita, 2003. ISBN 80-1019-7.
48. VÁVROVÁ, J., FILIP, S. *Radiosenzitivita hematopoetického systému*. 1. vydání. Praha: Galén, 2002. ISBN 80-7262-200-5.

49. HEŘMANSKÁ, J., SINGER, J. *Klinická dozimetrie*. 1. vydání. České Budějovice: Zdravotně sociální fakulta, 2004. (online). (cit. 2012-11-12). Dostupné z: [http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateilstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni\\_texty/ochrana-ob](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvateilstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-ob).
50. ŠÍPEK, A. ml. *Genetika-biologie*. (online). (cit. 2013-04-02). Dostupné z: <http://www.genetika-biologie.cz/mutace>.
51. OLECKÁ, I., IVANOVÁ, K. *Metodologie vědecko-výzkumné činnosti*. Olomouc: Moravská vysoká škola Olomouc, 2010. ISBN 978-80-87240-33-5.
52. Rentgen bulletin. SURO: září 2001. (online). (cit. 2014-06-12). Dostupné z: [www.suro.cz](http://www.suro.cz).
53. Rentgen bulletin. SURO: červen 2002. (online). (cit. 2014-06-12). Dostupné z: [www.suro.cz](http://www.suro.cz).
54. Rentgen bulletin. SURO: červen 2005. (online). (cit. 2014-06-12). Dostupné z: [www.suro.cz](http://www.suro.cz).
55. Rentgen bulletin. SURO: srpen 2006. (online). (cit. 2014-06-12). Dostupné z: [www.suro.cz](http://www.suro.cz).
56. Rentgen bulletin. SURO: září 2009. (online). (cit. 2014-06-12). Dostupné z: [www.suro.cz](http://www.suro.cz).

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Princip rentgenky.....	19
Obrázek 2: Schéma lineárního urychlovače.....	20
Obrázek 3: Vznik fotoefektu.....	21
Obrázek 4: Comptonův rozptyl.....	22
Obrázek 5: Tvorba elektron-pozitronových párů.....	22
Obrázek 6: Základní způsoby interakce neutronů s látkou.....	23
Obrázek 7: Buněčný cyklus.....	24
Obrázek 8: Grafické vyjádření stochastických a deterministických účinků.....	31
Obrázek 9: Osobní dozimetry.....	45
Obrázek 10:Příklady osobních ochranných pomůcek.....	46
Obrázek 11:Schéma rozmístění měřených bodů.....	52



## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Hodnoty $W_T$ podle doporučení ICRP.....	43
Tabulka 2: Radiační váhové faktory.....	43
Tabulka 3: Přehled hodnot lékařů intervenčního souboru.....	53
Tabulka 4: Přehled hodnot lékařů diagnostického souboru.....	54
Tabulka 5: Přehled hodnot lékařů operačního souboru.....	54
Tabulka 6: Přehled hodnot lékařů terapeutického souboru.....	54
Tabulka 7: Přehled hodnot ostatních pracovníků intervenčního souboru.....	54
Tabulka 8: Přehled hodnot ostatních pracovníků diagnostického souboru.....	55
Tabulka 9: Přehled hodnot ostatních pracovníků operačního souboru.....	55
Tabulka 10: Přehled hodnot ostatních pracovníků terapeutického souboru.....	55
Tabulka 11: Přehled naměřených hodnot při zjišťování závislosti dávky na energii a čase uvedené v $\mu\text{Sv}$ .....	63
Tabulka 12: vyjádření poklesu naměřených hodnot v čase pomocí relativního čísla....	64
Tabulka 13: Hodnoty v $\mu\text{Sv}$ získané při druhém měření.....	65
Tabulka 14: Hodnoty přepočtené do času 0.....	66
Tabulka 15: Hodnoty sycení kolimátorů.....	66

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Porovnání průměrných ročních efektivních dávek lékařů všech souborů.....	56
Graf 2: Porovnání průměrných ročních efektivních dávek ostatních nelékařských Pracovníků.....	56
Graf 3: Průměrné roční efektivní dávky v intervenčním souboru.....	57
Graf 4: Průměrné roční efektivní dávky v operačním souboru.....	57
Graf 5: Průměrné roční efektivní dávky v diagnostickém souboru.....	58
Graf 6: Průměrné roční efektivní dávky v terapeutickém souboru.....	58
Graf 7: Porovnání ročních průměrných dávek lékařů.....	60
Graf 8: Porovnání ročních průměrných dávek ostatních nelékařských pracovníků.....	61
Graf 9: Porovnání ročních průměrných dávek všech pracovníků bez rozdílu profese..	62
Graf 10: Grafické porovnání závislosti poklesu dávky v čase vyjádřené pomocí relativního čísla pro všechny použité energie.....	65

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1: Přehled získaných hodnot efektivních dávek všech sledovaných pracovníků  
v mSv

Příloha 2: Schematické znázornění převedených hodnot v jednotlivých rovinách v  $\mu\text{Sv}$

Příloha 3: Záznam o šetření při zvýšené osobní expozici

Příloha 4: Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii

Příloha 1: Přehled získaných hodnot efektivních dávek všech sledovaných pracovníků v mSv (zeleně je označeno překročení limitů).

			2009	2010	2011	2012	2013	5 let
kardiologie	lékaři	1	31,07	25,92	15,07	9,9	10,8	92,76
		2	8,96	8,57	2,98	2,29	1,33	24,13
		3	7,55	3,44	3,03	5,19	4,18	23,39
		4		3,94	8,63	12,9	10,03	35,5
		5	12,42	13,25	10,37	6,84	5,45	48,33
		6	11,5	14,04	13,98	6,16	4,86	50,54
		7	68,46	29,03	15,89	19,81	22,73	155,92
		8	17,42	17,8	13,14	4,5	3,09	55,95
		9		6,9	22,43	13,29	11,54	54,16
		10				1,13	0,88	2,01
		11					3,7	3,7
	ostatní	12	2,82	4,72	2,18	2,6	1,22	13,54
		13	0,07	0,53	0,83	1,19	1,47	4,09
		14	0,19	1,28	0,9	0,97	1,11	4,45
		15	1,54	4,11	2,31			7,96
		16	2,08	3,44	3,41	2,75	2,22	13,9
		17	4,78	6,08	3,66	2,8	1,21	18,53
		18	0,54	4,34	3,04	2,43	2,11	12,46
		19	4,54	8,22	4,71	4,31	3,74	25,52
		20	0,18	4,74	2,43		2,35	9,7
		21	0,64	5,22	2,52	2,18	2,48	13,04
		22	0,61	5,9	2,3	0,68	0,69	10,18
		23	0,36	1,57	1,77	1,89	1,77	7,36
		24		0,17	0,23	0,23	0	0,63
		25	4,39	6,56	1,92	3,52	3,12	19,51
		26				0,85	0,34	1,19
		27			0,67	2,21	1,29	4,17
		28			0,29			0,29
		29			0	3,65	6,02	9,67
		30				0		0
endoskopie I.	lékaři	31	27,25	51,44	18,7	8,41	9,3	115,1
		32	8,53	34,89	18,99	10,54	9,61	82,56
		33	0	0	0	0	0	0
	ostatní	34	2,04	2,84	1,54	1,36	1,57	9,35

		35	1,1	0,06				1,16
		36	1,46	1,99	1,97	1,04	1,05	7,51
		37		0,74	0,48	0,82	0,99	3,03
		38		0,41	0,88	1,32	0,78	3,39
		39	2,42	2,11	0,96	0,68	1	7,17
		40		0,1	0	0	0	0,1
		41	3,03	2,84	0,79	1,11	1,51	9,28
		42				0	0	0
endoskopie II.	lékaři	43	0	0				0
		44	0,08	4,02	4,3	8,26	8,42	25,08
		45		0	0	0	0	0
		46		0	0	0	0	0
		47	0	0	0	0	0	0
		48	0,28	1,36	2,88	3,25	4,06	11,83
		49	0	0				0
	ostatní	50	0	1,06	2,21	3,05	1,02	7,34
		51	0	0,59	1,03	2,27	1,78	5,67
		52	0	0	0	0	0	0
		53				0	0	0
		54		0,25	0,47	0,31	0,7	1,73
		55	0	0,14	0,76	1,08	0,88	2,86
		56					0	0
		57	0	0	0	0	0	0
		58	0	0	0	0	0	0
		59	0	0	0,45	0,33	0,27	1,05
		60	0	0	0	0	0	0
		61	0,05	0				0,05
		62	0,21	0,81	0,71			1,73
		63	0	0,41	0,85	1,35	1,07	3,68
		64	0	0				0
		65					0	0
		66	0					0
		67	0					0
		68	0					0
69	0					0		
KZM	lékaři	70	0	0			0	0
		71	0	0	0	0	0	0

		72	0	0	0	0		0
		73	0	0	0	0	0,15	0,15
		74		0				0
		75	0	0	0	0		0
		76	0	0	0	0	0	0
		77	0	0	0	0	0	0
		78		0	0,79	0,87	0	1,66
		79				0	0	0
		80		0,12	0	0	0	0,12
		81	0	0,25	0	0	0	0,25
		82	0	0,23	0,23	0	0	0,46
		83		0	0	0	0	0
		84				0	0	0
		85	0	0	0	0		0
		86			0			0
		87			0	0	0,27	0,27
		88	0,38	0	0	0		
		89	0	0	0	0	0	0
		90		0	0,08	0,09	0,05	0,22
		91	0	0	0	0	0	0
		92	0	0				0
		93				0	0	0
		94					0	0
		95				0	0	0
		96			0	0		0
		97	0	0	0	0	0	0
		98	0	0				0
		99	0	0	0	0	0	0
		100	0,36	0,3	0,07	0,07	0	0,8
		101	0	0		0	0	0
		102	0	0	0	0	0	0
		103	0,25	0,06	0,11	0,2	0,52	1,14
		104					0	0
		105	46,44	26,66	18,86	0,91	0,15	93,02
		106	0,43	1,11	0,76	0,13	0,06	2,49
		107	17,29	10,55	10,34	7,13	7,27	52,58
		108	63,74	81,44	33,64	40,3	24,83	243,95
		109	1,53	4,38	4,9	5,12	18,14	34,07

	110	44,42	43,62	24,42	15,71	18,14	146,31
	111	3,36					0,36
	112	0					0
ostatní	113	2,36	5,44	0,62	2,09	0	10,51
	114	0	0,11	0,06	0,05	0,06	0,28
	115	0	0,05	0,07	0	0	0,12
	116	0,48	0,47	0,31	0	0,06	1,32
	117	0,79	0,19	0,06	0,09	0,51	1,64
	118		1,46	1,17	2,84	0,52	5,99
	119	1,37	1,36	0,68	0,27	0,61	4,29
	120	0	0,17	0	0	0	0,17
	121	0,79	0,93	0,15	1,07	1,85	4,79
	122	1,23	0,69	0,37	0,26	0,25	2,8
	123	0,69	0,32	0,15	0	0	1,16
	124	0	0	0,17	0,27	0	0,44
		125	0	0	0,05	0	
	126	0	0	0	0	0	0
	127		0	0	0	0	0
	128	0	0	0	0	0	0
	129	0,05	0	0	0,3		0,35
	130	0	0	0	0	0	0
	131	1,06	0				1,06
	132	0	0	0	0	0,05	0,05
	133	0,05	0	0			0,05
	134		0				0
	135	0	0	0	0,16	0	0,16
	136	0	0				0
	137	0	0				0
	138		0				0
	139	0	0	0,08	0	0	0,08
	140	0,12	0	0,14	0	0	0,26
	141		0	0	0	0	0
	142	0	0	0	0		0
	143	0	0	0,15			0,15
	144	0	0	0	0	0	0
	145	0	0	0	0		0
	146	0	0	0	0	0	0
	147	0	0	0	0	0	0

		148	0	0	0	0,07	0,05	0,12
		149		0	0	0	0	0
		150	0	0	0,12	0	0	0,12
		151	0	0				0
		152	0	0	0	0	0,05	0,05
		153	0	0	0	0	0	0
		154		0	0	0,26	0	0,26
		155	0	0	0	0	0	0
		156	0	0	0	0	0	0
		157	0,07	0	0	0	0,12	0,19
		158		0	0			0
		159	0	0	0	0	0	0
		160	0	0	0	0	0	0
		161	0	0	0	0	0	0
		162			0	0	0	0
		163			0			0
		164			0	0		0
		165	2,48		0	0,05	0	2,53
		166			0	0	0	0
		167			0	0	0	0
		168					0	0
		169				0	0,11	0,11
		170				0	0	0
		171			0	0	0	0
		172				0	0,24	0,24
		173				0,24	0	0,24
		174				0	0	0
		175					0	0
		176					0	0
		177					0	0
		178					0	0
		179					0	0
		180	0					0
RTGB	lékaři	181		8,91	3,94	3,81	3,69	20,35
		182		2,93			6,75	9,68
		183	12,25	11,55	22,25	13,96	14,35	74,36
		184	0,25	0,49	0,72	0,15		1,61
		185	0	0,06	0,14	2,53	0,77	3,5



	186	0	0	0	0	0	0
	187	0	0			0	0
	188	0	0	0	0	0,05	0,05
	189	0	0	0			0
	190	0,05	0	0	0	0	0,05
	191	0	0	0	0	0	0
	192	0	0	0	0	0	0
	193	0	0	0,29	0,06	0	0,35
	194		0	0			0
	195	0	0	0,52	0,37	0	0,89
	196	1,85		4,63	6,05		12,53
	197	0,24		0,19	0,4		0,83
	198			0	0,13	0	0,13
	199			0	0	0	0
ostatní	200	0	0,11	0	0	0	0,11
	201	0,18	0,78	0,7	0,21	0,7	2,57
	202	0	0,11		0	0	0,11
	203	0	0,06	0,07	0,05	0	0,18
	204	0	0,22	0	0,05	0	0,27
	205	0	1,47	0,12	0,39	0,2	2,18
	206	0	0,05	1,6	0,1	0	1,75
	207	0,11	0,09	0	0	0	0,2
	208	0,06	0,11	0,06	0,06	0	0,29
	209	0	0,07	0	0,08	0,05	0,2
	210	0,19	1,61	0,08	0,21	0,2	2,29
	211	0,17	0,05	0,54	0,24	0,05	1,05
	212	0,49	0,71	0,74	0,88	0,25	3,07
	213	0	0,06	0	0	0	0,06
	214	0,05	0,12	0,05	0	0	0,22
	215	0,29	0,08	0	0,1	0	0,47
	216	0,06	0	0	0	0	0,06
	217	0,12	0	0,06			0,18
	218	0	0	0,05	0	0	0,05
	219	0,08	0	0,06	0,15	0,06	0,35
	220	0	0	0	0	0	0
	221	0	0	0	0	0	0
	222	0	0	0,07	0,05	0	0,12
	223	0,06	0	0	0,05	0	0,11

		224	0	0	0	0	0	0	
		225	0	0	0	0	0	0	
		226	0	0	0	0,3	0	0,3	
		227	0	0	0	0	0	0	
		228	0	0				0	
		229	0,06	0	0	0	0	0,06	
		230	0	0	0	0	0	0	
		231	0	0	0	0	0	0	
		232	0,05	0	0,07	0,12	0	0,24	
		233			0	0	0	0	
		234	0,24			0,91	0,43	1,58	
		235	0					0	
NM	lékaři	236	0,29	0,21	0			0,5	
		237	0	0,06	0,06	0,11	0	0,23	
		238	0,12	0,08	0	0,19	0	0,39	
		239	0,06	0,45	0,21	0,27	0,08	1,07	
		240	0,99	0,28	0,31	0,42	0,08	2,08	
		241	0	0	0	0	0	0	
		242			0,05	0,14	0,34	0,53	
		243				0		0	
		244	0,61	0,06	0	0	0,11	0,78	
			ostatní	245	0,64	3,13	1,97	1,97	1,66
		246		0,29	0,94	1,08	0,55	0,1	2,96
		247		0,88	1,08	1,35	0,82	0,97	5,1
		248		0	0,06	0,07	0,11	0,1	0,34
		249		0	0,34	0,18	0,29	0	0,81
		250		0	0,05	0	0	0	0,05
		251		0,46	0,82	0			1,28
		252		1,3	2,14	1,45	1,61	1,32	7,82
		253		1,96	3,74	2,63	1,74	1,81	11,88
		254		0,23	0,06	0,19	0,14	0,3	0,92
		255		0	0,16	0,16	0,2	0,06	0,58
	256	0,72	1,11	0,53	0		2,36		
	257	0,69	1,18	0,31	0,35	0,11	2,64		
	258	1,74	2,62	2,2	2,59	1,95	11,1		
	259	0,29	0,62	0,73	0,52	0,57	2,73		
	260	0	0,09	0	0,09		0,18		
	261	1,83	3,86	3,36	2,22	2,05	13,32		

		262	0,21	0,26	0,27	0,28	0,28	1,3
		263	1,22	2,31	2,13	1,65	1,42	8,73
		264	0,77	1,31	0,78	0,75	0,35	3,96
		265	0,05	0,05	0	0		0,1
		266	0,64	0,99	0,88	0,72	0,38	3,61
		267	1,05	1,8	1,56	1,22	0,77	6,4
		268	0	0,08	0	0		0,08
		269	0,41	0,82	0,95	0,75	0,58	3,51
		270	1,76	2,1	1,75	1,93	1,39	8,93
		271	0,08	0	0	0,05	0,06	0,19
		272	0,05	0	0,06	0,05	0,05	0,21
		273	0	0	0,16	0	0	0,16
		274	0	0	0	0		0
		275				0,38	0,07	0,45
		276				0,05	0,97	1,02
		277				0	0	0
		278					0,11	0,11
		279					0	0
		280					0,2	0,2
		281	0					0
CHIRO	lékaři	282	0,06	1,61	3,38	2,29	1,77	9,11
		283	0,08	0,1	0,35	0,51	0,36	1,4
		284	0,07	0,1	0	0	0	0,17
		285	0	1		2,01	1,32	4,33
		286	0	0,9	0	0	0,14	1,04
		287	0	0	0	0	0	0
		288	0	0	0	0	0	0
		289		0	0	0	0	0
		290	0	0	0	0	0	0
		291	0	0	0	0	0	0
		292		0	0			0
		293			0,92	0,71	2,45	4,08
		294			1,5			1,5
		295				0,98	0,52	1,5
		296				0	0,06	0,06
		297				0	1,6	1,6
		298	0					0
URO	lékaři	299		0,09	0	0,06	0	0,15

		300	0	0,22	0	0	0,11	0,33
		301	0	0,06	0	0,07	0	0,13
		302	0	0,06		0,13	0	0,19
		303	0	0,06	0,1	0	0,35	0,51
		304	0	0,05	0,09	0,05	0,12	0,31
		305	0,26	0,39	0,26	0,35	0,86	2,12
		306	0	0,18		0,16	0	0,34
		307	0	0,45	0	0,05	0	0,5
		308	0	0,06	0,07	0	0	0,13
		309	0	0,06	0	0	0	0,06
		310	0	0,09	0	0	0	0,09
		311	0	0,07	0,07	0		0,14
		312	0	0	0	0	0,32	0,32
		313	0	0	0	0	0	0
		314	0	0	0,21	0,29	0,24	0,74
		315	0,06	0	0	0	0	0,06
		316	0	0	0	0,06	0	0,06
		317	0	0				0
		318		0		0,1	0,19	0,29
		319	0			0,15	0	0,15
ORTO	lékaři	320	0,13	1,05	1,08	1,22	1,06	4,54
		321	0	0,25	0	0,26	0,22	0,73
		322	0,43	0,28	0,36	0,07	0	1,14
		323	0	0,17	0,05	0	0	0,22
		324	0,71	0,56	0,63	0	0,51	2,41
		325	0	0,08	0,05	0	0,1	0,23
		326	0	0,12	0,18	0	0	0,3
		327	0,42	0,12	0,58	0,11	0,44	1,67
		328		0,25	0,19	0,06	0	0,5
		329	0,37	0,97	0,48	0,24	0,99	3,05
		330	0,13	0,13	0,29	0,68	0	1,23
		331	0,25	0,2	0	0		0,45
		332	0,24	0,1	0,11	0	0,12	0,57
		333	1,34	2,18	0,61	0,23	1,23	5,59
		334	0,52	0,79	0,47	0,07	0	1,85
		335	0,24	0,05	0,95	0,24	0,38	1,86
		336	0	0	0,06	0	0	0,06
		337		0	0,15		0,08	0,23

		338	0,09	0	0,15	0	0,06	0,3
		339	0	0	0	0	0	0
		340	0	0	0,14	0	0,05	0,19
		341	0	0	0	0,13	0	0,13
		342	0	0	0	0	0,06	0,06
		343	0	0	0	0	0	0
		344	0	0	0,1	0	0	0,1
		345	0	0	0,07	0	0	0,07
		346				0	0,36	0,36
		347				0	2,5	2,5
		348				0	0,11	0,11
		349				0	0,1	0,1
		350					0	0
		351	0,09					0,09
		352	0					0
		353	0,07					0,07
		354	0					0
		355	0,15					0,15
NCH	lékaři	356	0,76	0,82	1,94	4,08	2,49	10,09
		357	1,23	1,25	0	0	0	2,48
		358	0,6	0,58	1,87	0,75	0,73	4,53
		359		0,29	0,26	0	0,26	0,81
		360	1,9	1,97	1,73	3,83	1,69	11,12
		361	0	0	0	0	0	0
		362	0,52	0	0,15	0,1	0	0,77
		363	0	0	0	0	0	0
		364	0,06	0	0,28	0	0,07	0,41
		365	0	0	0	0	0	0
		366	0,05	0	0	0,1	0,13	0,28
		367	0	0	0	0	0	0
		368	0	0	0	0,07	0,05	0,12
		369	0	0	0,14	0	0,15	0,29
		370	0	0	0,15	0	0,19	0,34
		371			0	0	0,13	0,13
		372				0	0	0
		373				0	0,1	0,1
		374					0,23	0,23
		375	0,18					0,18

		376	0					0
ARO	lékaři	377	0	0,1	0	0	0	0,1
		378	0	0	0	0	0	0
		379	0	0	0	0	0	0
		380	0					0
		381	0	0	0	0	0	0
		382	0					0
		383	0	0	0	0	0	0
		384	0	0	0	0	0	0
		385	0	0	0,2	0	0	0,2
		386		0,86	3,48	1,59	1,42	7,35
		387		0	0,1	0	0	0,1
		388		0,51	4,01	1,43	1,85	7,8
		389		0	0	0	0	0
		390				0	0	0
		391				0,06	0	0,06
		392				0	0	0
		393				0	0	0
		394					0	0
		395					0	0
OS	ostatní	396	0	0,06	0	0	0	0,06
		397	0	0,06	0	0	0	0,06
		398	0	0,05	0	0		0,05
		399	0	0,35	0,06	0,05	0,7	1,16
		400	0	0,67	0	0,12	0	0,79
		401	0	0,82	0	0	0	0,82
		402	0	0,09	0	0	0	0,09
		403	0	0,23	0	0,18	0	0,41
		404	0,05	0,06	0		0	0,11
		405	0	0,42	0,06	0,18	0	0,66
		406	0	0,08	0	0	0	0,08
		407	0	0,11	0	0	0	0,11
		408	0	0,11	0	0,08	0,06	0,25
		409		0	0	0	0	0
		410		0	0	0,21	0,12	0,33
		411				0	0	0
		412		0	0	0	0	0
		413		0	0	0	0	0

414		0	0,29	0	0	0,29
415	0	0	0	0	0	0
416		0			0	0
417	0	0	0	0,05	0,11	0,16
418	0	0	0	0	0	0
419	0	0,97	0,05	0	0	0,05
420	0	0	0	0,14	0,05	0,19
421	0	0	0,17	0,12	0	0,29
422	0	0	0,2	0,1	0,21	0,51
423	0	0	0	0,24	0,05	0,29
424		0	0,06	0,06	0	0,12
425		0	0	0,1	0,11	0,21
426	0	0	0	0	0	0
427		0	0	0,07	0	0,07
428	0	0	0	0	0,18	0,18
429		0	0	0	0	0
430		0	0,1	0	0	0,1
431			0,05	0	0	0,05
432	0	0	0,15	0	0	0,15
433			0,1	0	0	0,1
434			0,17	0,12	0,2	0,49
435			0,08	0,59	0,05	0,72
436		0,05	0	0		0,05
437		0,06	0	0	0	0,06
438			0	0	0	0
439			0	0,05	0,18	0,23
440			0,17		0,2	0,37
441			0,08	0,09	0,05	0,22
442			0,06	0,09		0,15
443				0	0	0
445				0	0	0
446				0	0	0
447				0	0	0
448				0,07	0	0,07
449				0,06	0	0,06
450				0	0	0
451				0	0	0
452				0	0,07	0,07

453				0	0	0
454				0	0,09	0,09
455					0,12	0,12
456					0,09	0,09
457					0,18	0,18
458					0	0
459				0	0	0
460					0	0
461				0	0	0
462					0	0
463					0	0
464					0	0
465					0	0
466					0	0
467					0,09	0,09
468	0				0	0
469					0	0
470					0	0
471	0	0	0	0,06	0	0,06
472	0	0	0	0	0	0
473	0	0	0	0	0,07	0,07
474	0	0	0	0	0	0
475					0	0
476					0	0
477					0	0
478					0	0
479				0	0	0
480					0,05	0,05
481					0,09	0,09
482					0	0
483					0	0
484					0	0
485					0,05	0,05
486					0	0
487					0,08	0,08
488					0	0
489					0,05	0,05
490					0	0



		491				0	0	
		492				0	0	
		493				0	0	
		494	0	0			0	
		495	0	0,14	0	0	0,14	
		496	0	0			0	
		497	0	0			0	
		498	0				0	
		499	0	0,05	0	0	0,05	
		500	0				0	
		501	0	0	0	0	0	
		502	0	0	0	0	0	
		503	0	0			0	
		504	0	0,07	0	0,13	0,2	
		505	0	0	0	0	0	
		506	0		0	0	0	
		507	0	0	0		0	
		508	0	0	0	0,06	0,06	
		509	0	0,09	0	0,05	0,14	
		510	0				0	
		511	0	0			0	
		512	0	0,12	0		0,12	
ONKO	lékaři	513	0	0	0	0	0	
		514	0	0	0	0	0	
		515	0	0	0	0	0	
		516	0	0	0	0	0	
		517		0	0	0	0	
		518			0	0	0,06	0,06
		519	0	0	0	0	0	0
		520	0	0	0	0	0	0
		521	0	0	0	0	0	0
		522	0	0	0	0	0	0
		523	0	0	0	0	0	0
		524	0	0	0	0,3	0	0,3
		525	0	0	0	0	0	0
		526	0	0				0
		527	0			0		0
		528				0		0

	529	0					0
	530	0					0
ostatní	531	0,07	0,2	0,05		0	0,32
	532	0,05	0,06	0		0	0,11
	533	0	0,06	0	0	0	0,06
	534		0,05	0	0	0	0,05
	535	0	0,1	0	0	0	0,1
	536	0	0,06	0	0	0	0,06
	537	0,05	0,11	0		0	0,16
	538	0	0	0	0	0	0
	539		0				0
	540	0	0	0	0	0	0
	541	0	0	0	0	0	0
	542	0	0	0	0		0
	543	0	0	0			0
	544		0	0	0	0	0
	545	0	0	0,06	0	0	0,06
	546		0	0	0	0	0
	547	0	0	0	0	0	0
	548	0	0	0	0	0	0
	549	0	0				0
	550	0	0	0	0	0	0
	551	0	0			0	0
	552		0	0			0
	553			0	0	0	0
	554			0	0	0	0
	555			0	0		0
	556			0	0,06	0	0,06
	557			0			0
	558			0		0,86	0,86
	559			0	0,06		0,06
	560	0		0		0	0
561	0		0		0	0	
562			0	0	0	0	
563	0,96		0			0,96	
564	0		0	0		0	
565	0		0	0		0	
566	0		0			0	

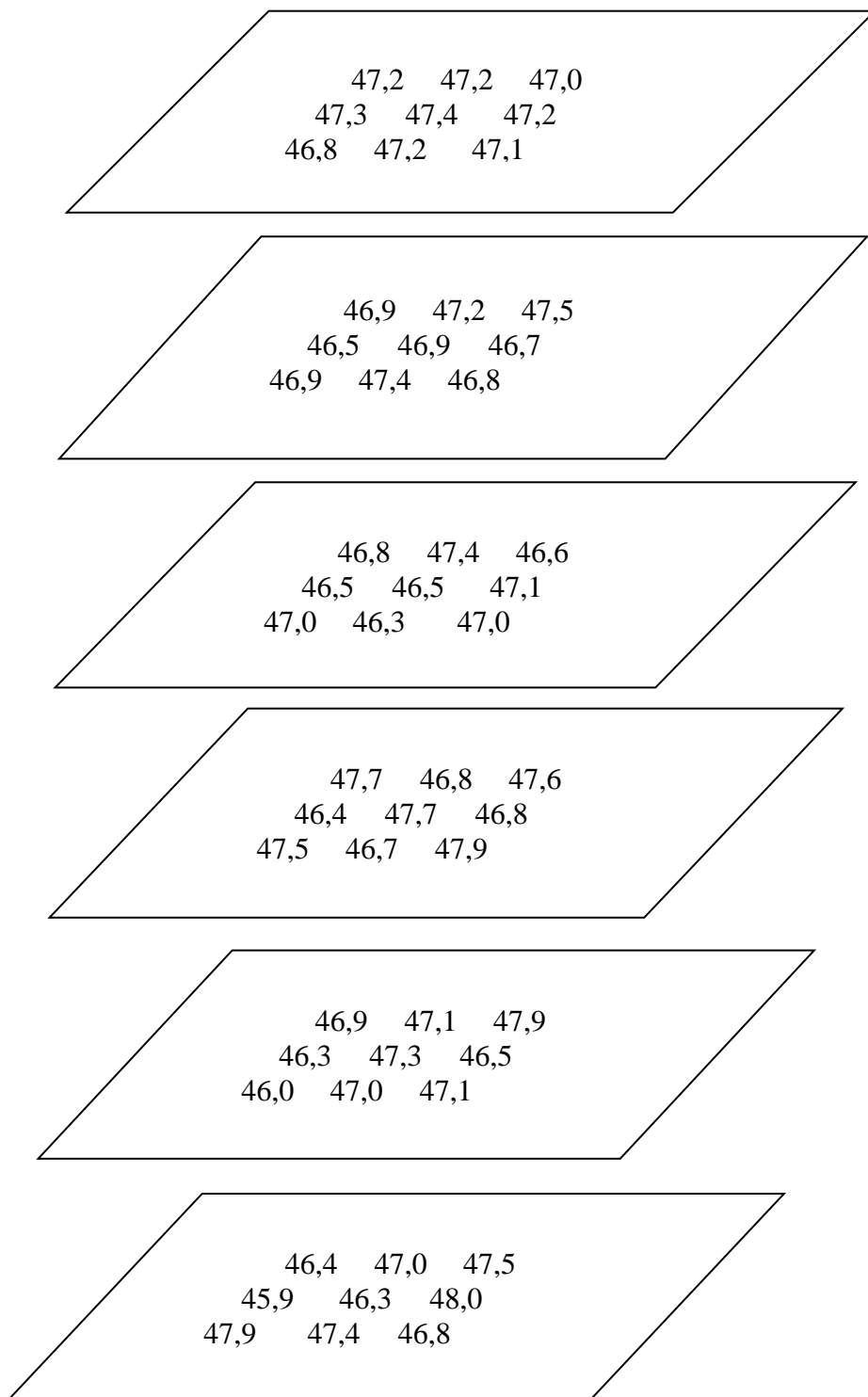
	567	0	0	0	0
	568		0	0,06	0
	569		0	0,05	0
	570		0	0	0
	571		0	0,05	0
	572			0	0
	573			0	0
	574			0	0
	575			0	0
	576			0	0
	577			0	0
	578	0			0
	579	0			0

Vlastní zdroj

Příloha 2: Schematické znázornění převedených hodnot v jednotlivých rovinách v  $\mu\text{Sv}$

Vlastní zdroj

**zdroj**



Příloha 3: Záznam o šetření při zvýšené osobní expozici

**Osnova záznamu o šetření při zvýšené osobní expozici za rok .....**

Podnik:

IČO:

Adresa:

Jména účastníků šetření:

Kdo šetření provedl:

Datum šetření:

Kontrolované pásmo: ano ne

---

**Identifikační údaje a výsledek šetření**

1. Příjmení a jméno uživatele osobního dozimetru:
2. Datum narození:
3. Kvalifikace pracovníka, pracovní zařazení: **lékař – radiolog**
4. Kategorie pracovníka z hlediska práce se zdroji IZ: **A**
5. Číslo a typ osobního dozimetru, sledované období: **jednoměsíční**
6. Výsledek hodnocení roční dávky: **24,42 mSv**
7. Měl pracovník v době expozice ochrannou zástěru? Jestliže ano, uveďte:
  - ekvivalent Pb zástěry **0,5 mm Pb**
  - koeficient použitý pro přepočítání dávky měřené na zástěře na efektivní dávku **8**
  - efektivní dávku po přepočtu  **$24,42 : 8 = 3,05 \text{ mSv}$**
8. Rozbor pracovních podmínek, které mohly vést k uvedené vyšší dávce  
**Práce na angiografickém pracovišti. Práce lékaře obecně vyžaduje bezprostřední blízkost k pacientovi a tedy i k primárnímu svazku záření. MUDr.....provádí ta nejnáročnější vyšetření i zákroky.**

**Doplňující údaje**

1. Druh práce se zářiči **angiografie – převážně coiling aneurismat**
2. U kolika pracovníků se zvýšená expozice na pracovišti vyskytla v daném období **2 nad zásahovou úroveň**
3. Výsledek případného kontrolního měření
4. Jiné závady v osobní dozimetrii (zapomenutý dozimetr, film ozářen mimo kazetu, vypadlé filtry z kazety apod.)
5. Další případné ochranné pomůcky na pracovišti  
**Ochranný límec s ekv. 0,5 mm Pb, zástěna u stolu s ekv. 0,5 mm Pb, ochranné brýle s ekv. 0,75 mm Pb**

Informace o případných opatřeních na pracovišti a u pracovníka (změna pracovního postupu, režimu, změna typu osobní dozimetrie nebo periodicity sledování, doplnění ochranných pomůcek, poučení pracovníků, apod.)

**Pracovníci jsou seznámeni s těmito výsledky. Charakter práce však neumožňuje změnu pracovních postupů. Lékaři jsou vybaveni ochrannými brýlemi. Pro kontrolu expozice jsou vybaveni signálními elektronickými dozimetry.**

**Závěr k osobní dávce pracovníka:**

Pracovník obdržel **osobní dávku ve výši 3,05 mSv**

- Byl informován lékař (závodní, praktický)?

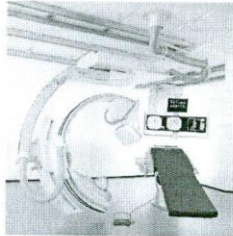
**Ano, bude přihlédnuto při pravidelné prohlídce RP**

.....  
Datum a podpis pracovníka

.....  
Datum a podpis dohlížející osoby

# Příloha 4: Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii (19)

## „DESATERO“ PRO SNÍŽENÍ DÁVEK V INTERVENČNÍ KARDIOLOGII



Lucie Sukupová<sup>1,2</sup>, Leoš Novák<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Státní ústav radiální ochrany, v. v. i., Oddělení radiální ochrany v radiodiagnostice, Praha

<sup>2</sup> Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, České vysoké učení technické, Praha

lucie.sukupova@suro.cz

### ÚVOD

- V posledních čtyřech desetiletích došlo k velkému rozvoji intervenčních výkonů, které se staly nedílnou součástí lékařské praxe
- Ne všichni lékaři provádějící tyto výkony si však uvědomují, jaké dávky při těchto výkonech mohou oni sami i pacienti obdržet a jak je lze co nejvíce snížit
- Pro minimalizaci dávek jak lékařům, tak i pacientům bylo navrženo „Desatero“, které zahrnuje postupy „správné“ praxe při lékařském ozaření

### 1) SKIAGRAFICKÝ VS. SKIASKOPICKÝ MÓD

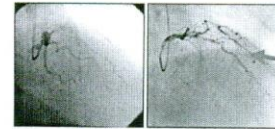
- Používat „cine“ (SG) mód pouze tehdy, pokud je nezbytně nutné
- Dávka při SG (při standardní frekvenci 15 fr/s, délce sekvence 10 s) je 10–15 krát vyšší než dávka za 10 s při skiaskopickém (SS) módu
- Dříve podstatně více SS než SG, dnes srovnatelné díky digitálnímu záznamu SG sekvence
- Softwarové možnosti „last image hold“ a záznam SG sekvencí redukuje nutnost opakování sekvencí

### 2) VYBER DÁVKOVÉHO MÓDU A ZVĚTŠENÍ

- Používat „low dose“ mód, pokud je obraz dostatečně kvalitní
- Používat režim „magnification“ pouze tehdy, je-li to nezbytné
- Až 20 krát vyšší dávka pacientovi při použití „magnification“ a „high dose“ módu\*
- Standardně je postačující frekvence 12–15 fr/s pro SG mód

### 3) POUŽITÍ WEDGE FILTRU

- Použitím wedge filtru se zlepšil kontrast obrazu
- Redukuje se objem prozařovaného objemu pacienta



### 4) SPRÁVNÁ KOLIMACE

- Zmenší objem prozařované tkáně
- Redukuje rozptýlené záření, čímž zlepšuje kontrast obrazu
- Redukuje rozptýlené záření, což redukuje ozaření personálu
- Redukuje pravděpodobnost, že se budou překrývat pole při reorientaci svazku

### 5) VELKÁ VZDÁLENOST OHNISKO—KŮŽE

- Dvojnásobná vzdálenost ohnisko—kůže => 1/4 dávky na kůži
- Trojnásobná vzdálenost ohnisko—kůže => 1/9 dávky na kůži

### 6) MALÁ VZDÁLENOST KŮŽE—DETEKTOR

- Detektor tak blízko u pacienta, jak je možné—vede ke snížení dávky na výstupu z pacienta, tedy i na vstupu do pacienta



### 7) POUŽITÍ VÝHODNÝCH PROJEKCIÍ (1)

- Relativní dávka z jednotlivých projekcí pro SS mód vztaheno k PA projekci (LAO 0°, CD 0°)\*\*

	RAO	LAO	RAO	LAO	RAO	LAO	RAO	LAO	RAO	LAO	RAO	LAO	RAO	LAO
00	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
10	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
20	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
30	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
40	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
50	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
60	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
70	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
80	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
90	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100

### 8) POUŽITÍ VÝHODNÝCH PROJEKCIÍ (2)

- Používat PA projekce více než boční a šikmé projekce, je-li to možné
- Šikmá LAO projekce—dávkový příkon až 15 krát vyšší než pro PA projekci\*

### 9) STRÍDÁNÍ PROJEKCIÍ

- Střídat různé projekce, zvláště při léčbě CTO, ale při změně o malý úhel možnost překrytí pátí => vyšší možnost poškození kůže
- Redukovat projekce, při kterých svazek neprochází stolem



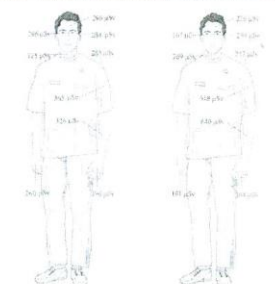
### 10) POUŽÍVÁNÍ OCHRANNÝCH POMŮCEK

- Ochranná zástěra a límec redukuje dávky lékařům až o 95 %\*
- Další redukce dávek je možná použitím ochranných brýlí, rukavic, závěsného stínění vedle stolu a stropního závěsu
- Stropní ochranný závěs redukuje rozptýlené záření až na 1/3\*



### ZÁVĚR

- Roční dávky intervenčních kardiologů jsou jedny z nejvyšších ze všech pracovníků se zářením
- Současné dávky pacientům mohou být při náročnějších výkonech velmi vysoké, v některých případech dochází k překročení dávkového prahu pro poškození kůže
- U intervenčních lékařů se může v průběhu života objevit katarakta, čemuž lze ale zabránit správným používáním ochranných pomůcek
- Při optimalizovaném provádění výkonů a používání ochranných pomůcek je možné ožekávanou dávkou lékařů snížit, což mu umožňuje provádět praxi celoživotně
- Stále platí tři základní principy radiální ochrany: **ochrana vzdáleností, časem a stíněním**
- Čím nižší dávka pacientovi, tím nižší dávka lékaři
- Loďřizováním zásad radiální ochrany lze snížit dávky lékařům a pacientům současně
- Snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků a vyloučení deterministických účinků je podstatou radiální ochrany



### POUŽITÁ LITERATURA

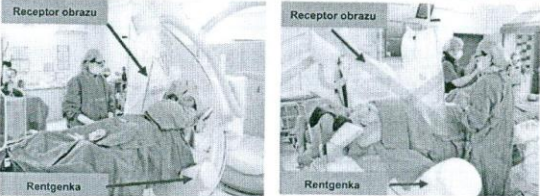
- \*Radiation Protection of Patients, International Atomic Energy Agency, rpop.iaea.org
- \*\*Kuon, E., Dahm, J. B., Empen, K., Robinson, D. M., Reuter, G., Wucherer, M. Identification of less-irradiating tube angulations in invasive. Journal of the American College of Cardiology, 2004, Vol. 44, No. 7
- \*\*\*Vano, E., Gonzalez, L., Guibelalde, E., Fernandez, J. M., Ten, J. I. Radiation exposure to staff in interventional and cardiac radiology, Br J Radiol, 1998,

- Ukázka průměrných dávek při jednom výkonu intervenční radiologů (a) a kardiologů (b) při typických výkonech (radiologie—arteriografie dolních končetin, PTA a další typické vaskulární procedury, kardiologie—CA a PTCA), viz vyšší dávky na levé paži kardiologa\*\*\*



## Desatero radiální ochrany personálu při skiaskopii

Snížení dávek pacientovi vede vždy ke snížení dávek personálu



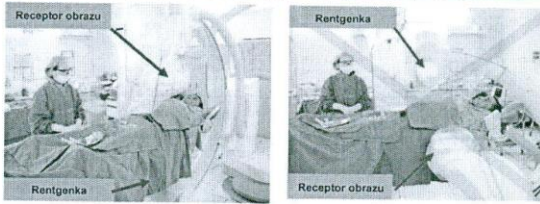
**5. Přednostně stůjte na straně receptoru obrazu**

Na straně receptoru obrazu je méně rozptýleného záření než na straně rentgenky

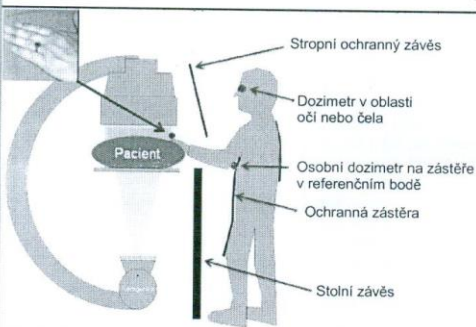
---

**6. Používejte RTG zařízení přednostně s rentgenkou pod stolem**

Při této projekci je ochrana před rozptýleným zářením účinnější



---



**7. Používejte osobní dozimetry**


Vaší povinností je nosit alespoň jeden dozimetr na zástěře v referenčním místě (na levé straně hrudníku)

Další dodatečné možnosti osobní dozimetrie jsou:

- Prstýnkový dozimetr
- Dozimetr v oblasti očí nebo čela monitorující ozáření oční čočky
- Operativní přímo odečítací dozimetr pro okamžitou kontrolu ozáření

---

**8. Vzdělávejte se v oblasti radiální ochrany**







**9. Jakékoli dotazy ohledně radiální ochrany směřujte na osoby s přímou odpovědností za radiální ochranu, dohlížejí osoby, radiologické fyziky na vašem pracovišti a osoby provádějící přijímací zkoušku (PZ) a zkoušky dlouhodobé stability (ZDS)**

Dotazy na velikost ozáření v místech, kde se nacházíte při skiaskopických výkonech směřujte na osoby, které měří rozptýlené záření (obvykle subjekty provádějící PZ a ZDS)

---

**10. PAMATUJTE!**

- Zkoušky provozní stálosti a dlouhodobé stability zajišťují bezpečný a stabilní provoz RTG zařízení
- Ujistěte se, že dobře znáte všechny možnosti vašeho zařízení, seznamte se s manuálem a ptejte se při instalaci a servisu
- Používejte zařízení a všechny jeho komponenty a programy optimálně, abyste redukovali ozáření pacientů a personálu na nutné minimum

Více informací na:  
česky: <http://www.sujb.cz>, <http://www.suro.cz>  
anglicky: <http://rpop.iaea.org>, <http://www.imagegentiv.com>

Strana 2 ze 2  
Skiaskopie  
Radiální ochrana personálu



# Desatero radiální ochrany personálu při skiaskopii

Snížení dávek pacientovi vede vždy ke snížení dávek personálu

## 1. Používejte ochranné pomůcky



Existují také dvoudílné ochranné zástěry (vesta + sukně), při jejichž nošení je váha stínění lépe rozložena a které přestože mají ekvivalent 0,25 mm Pb, díky dvojitě-

mu překrytí vpředu poskytují stínění s ekvivalentem 0,5 mm Pb

Poskytují více než 90% ochranu



Používejte ochranné brýle kvůli ochraně oční čočky (existují i s bočním stíněním)



Límeček chrání štítnou žlázu

## 2. Základní způsoby ochrany před zářením spočívají v ochraně časem, vzdáleností a stíněním

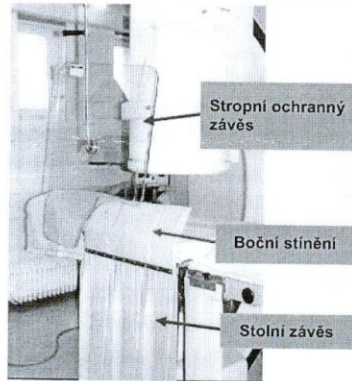
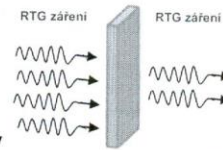
Minimalizujte skiaskopický čas



Zvětšete svou vzdálenost od RTG svazku, jak jen to je klinicky možné



Používejte všechny dostupné ochranné stínicí prostředky



Stropní ochranný závěs

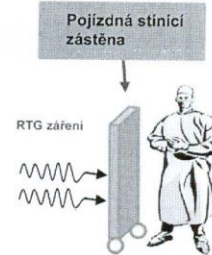
Boční stínění

Stolní závěs

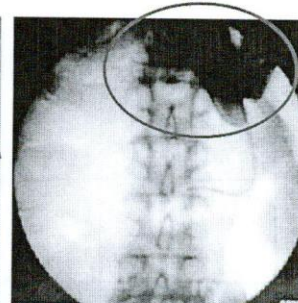
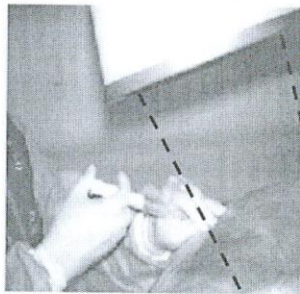
## 3. Používejte stropní ochranné závěsy, boční stínění a stolní závěsy

Zajistí více než 90% ochrany před rozptýleným zářením při skiaskopii

Doporučujeme používat pojízdné stínicí zástěny během akvizičního módu



## 4. Pokud to není naprosto nevyhnutelné, nekládejte ruce do primárního RTG svazku



RPOP  
Radiální ochrana  
personálu



Více informací na:

česky: <http://www.sujb.cz>, <http://www.suro.cz>

anglicky: <http://rpop.iaea.org>, <http://www.imagegently.com>

Strana 1 ze 2

Skiaskopie

Radiální ochrana personálu