

**VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNÍCTVA A SOCIÁLNEJ PRÁCE  
SV. ALŽBETY BRATISLAVA  
VEREJNÉ ZDRAVOTNÍCTVO**

**Optimalizácia radiačnej ochrany na pracovisku so zdrojmi ionizujúceho  
žiarenia**

**DIPLOMOVÁ PRÁCA**

**Študijný program: Verejné zdravotníctvo**

**Študijný odbor: 5607 Verejné zdravotníctvo**

**Školiace pracovisko: Vysoká škola zdravotníctva a sociálnej práce sv. Alžbety v Bratislave**

**Vedúci práce: prof. MUDr. Soňa Balogová, PhD.**

**BRATISLAVA 2024**

**Bc. Patrik Posvancz**

Vysoká škola zdravotníctva a sociálnej práce sv. Alžbety Bratislava  
KATEDRA VEREJNÉHO ZDRAVOTNÍCTVA  
Študijný program Verejné zdravotníctvo

**ZADANIE ZÁVEREČNEJ PRÁCE**

Akademický rok: 2023/2024

Typ záverečnej práce: diplomová

Názov záverečnej práce: Optimalizácia Radiačnej ochrany na pracovisku so zdrojmi ionizujúceho žiarenia

Meno, priezvisko a tituly študenta: Bc. Patrik Posvancz

Študijný program: Verejné zdravotníctvo

Študijný odbor: 5607 Verejné zdravotníctvo

Meno, priezvisko a tituly školiteľa: doc. MUDr. Soňa Balogová PhD.

Meno, priezvisko a tituly vedúceho ústavu: prof. MUDr. Mariana Mrázová, PhD.

**Anotácia:**

Pracoviská s otvorenými a uzavretými žiaričmi sú povinné po priestorovej stránke a po stránke stavebného členenia spĺňať platné požiadavky na radiačnú ochranu, pričom dosiahnutie kompromisu medzi priestorovými možnosťami a splnením podmienok radiačnej ochrany býva neľahkou úlohou.

Cieľom diplomovej práce je na príklade hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny modelovať možnosti tienenia ionizujúceho žiarenia v jeho jednotlivých priestoroch v závislosti od stavebných materiálov použitých pri ich členení. V rámci vlastného prieskumu podložiť uvedené zistenia praktickými meraniami pre rádiofarmaká značené fluórom-18 a pre jednotlivé stavebné materiály použité v stavebnom členení reálneho pracoviska nukleárnej medicíny.

Práca bude pozostávať z teoretického úvodu, opísanej praktickej časti a záverov s možným praktickým uplatnením.

Jazyk práce: slovenský

Vyjadrenie a podpis školiteľa záverečnej práce: súhlasím

Podpis školiteľa:

Dátum schválenia zadania: 6.5.2024

Podpis vedúceho študijného programu Verejné zdravotníctvo:

### **Pod'akovanie**

Moje pod'akovanie patrí prof. MUDr. Soňa Balogovej, PhD. za odborné vedenie diplomovej práce, za jej trpezlivosť, podporu a čas, ktorý mi venovala pri jej príprave a spracovaní.

### **Čestné prehlásenie**

Čestne prehlasujem, že diplomovú prácu s názvom Optimalizácia radiačnej ochrany na pracovisku so zdrojmi ionizujúceho žiarenia, som vypracoval samostatne s použitím uvedenej literatúry a ďalších informačných zdrojov.

## ABSTRAKT

Bc. Patrik Posvancz: Optimalizácia radiačnej ochrany na pracovisku so zdrojmi ionizujúceho žiarenia. [Diplomová práca]. Vysoká škola zdravotníctva a sociálnej práce sv. Alžbety v Bratislave. Verejné zdravotníctvo. Školiteľ: prof. MUDr. Soňa Balogová, PhD. Bratislava, 2024, počet strán: 73

Pracoviská s otvorenými a uzatvorenými žiaričmi sú povinné po priestorovej stránke a po stránke stavebného členenia spĺňať platné požiadavky na radiačnú ochranu, pričom dosiahnutie kompromisu medzi priestorovými možnosťami a splnením podmienok radiačnej ochrany býva neľahkou úlohou.

Hlavným cieľom radiačnej ochrany je zníženie biologických účinkov žiarenia na najnižšiu možnú mieru. Je nevyhnutné zamerať sa na zníženie rizík, ktoré môžeme mať pod kontrolou. Vyšetrenia by sa mali uskutočniť s cieľom dosiahnuť maximálny úžitok s čo najmenšou ujmom pre pacientov.

Na oddelení nukleárnej medicíny využívame na diagnostiku otvorené rádioaktívne žiariče. Pacientom je aplikovaná rádioaktívna látka, preto na oddelení nukleárnej medicíny je hlavným zdrojom ionizujúceho žiarenia pacient.

Práca obsahuje základné charakteristiky ionizujúceho žiarenia a informuje o vplyve ionizujúceho žiarenia na organizmus. Optimalizácia radiačnej ochrany je veľmi dôležitá na pracoviskách, ktoré využívajú ionizujúce žiarenie na diagnostiku a liečbu.

V praktickej časti práce bolo vytvorené hypotetické pracovisko nukleárnej medicíny, kde bol analyzovaný prienik žiarenia jednotlivými typmi stavebných materiálov a možnosti tienenia. Vytvorené boli 2 pracoviská: Prvé pracovisko spĺňa podmienky pre používanie rádiodiagnostických prístrojov, ale neráta s ďalšími zdrojmi žiarenia, ktorými sú v prípade nukleárnej medicíny samotní aplikovaní pacienti. Druhé pracovisko vyhovuje požiadavkám radiačnej ochrany na oddelení nukleárnej medicíny.

Celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  pred dotienením hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny bol v priemere  $9,68 \mu\text{Sv/h}$ , po dotienení  $1,66 \mu\text{Sv/h}$ , čo predstavuje zníženie celkového príkonu priestorového dávkového ekvivalentu 81,07%.

Ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách v prítomnosti pacientov na pracovisku nukleárnej medicíny ročne pred dotienením hypotetického pracoviska

nukleárnej medicíny bola v priemere 2,23 mSv, po dotienení 0,39 mSv, čo predstavuje 81,07% zníženie ročnej kumulovanej efektívnej dávky.

Tieniace materiály použité v rámci stavebného riešenia pracoviska nukleárnej medicíny majú zásadný dopad na optimalizáciu radiačnej ochrany na danom pracovisku a ich výber musí byť zohľadnený pri plánovaní takéhoto pracoviska.

Simulácia dávkového príkonu v jednotlivých miestnostiach hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny v závislosti od použitých stavebných materiálov s použitím výsledkov meraní získaných z reálnej praxe sa javí byť nápomocná pri plánovaní pracovísk tohto typu.

**Kľúčové slová:** ionizujúce žiarenie, radiačná ochrana, nukleárna medicína, tienenie

## ABSTRACT

Bc. Patrik Posvancz: Optimizing radiation protection at the workplace with source of ionizing radiation [Diploma thesis]. St. Elizabeth University of Health and Social Sciences in Bratislava. Public health. Tutor: prof. MUDr. Soňa Balogová, PhD. Bratislava, 2024, number of pages: 73

Workplaces with open and closed radiators are required to meet the valid requirements for radiation protection in terms of space and building structure, while reaching a compromise between spatial options and meeting the conditions of radiation protection is often a difficult task.

The main goal of radiation protection is to reduce the biological effects of radiation to the lowest possible level. It is essential to focus on reducing risks that we can control. Investigations should be carried out with the aim of achieving maximum benefit with the least possible harm to patients.

In the nuclear medicine department, we use open radioactive emitters for diagnosis. A radioactive substance is applied to the patient, therefore in the nuclear medicine department, the main source of ionizing radiation is the patient.

The work contains the basic characteristics of ionizing radiation and informs about the impact ionizing radiation on the body. Optimizing radiation protection is very important at workplaces that use ionizing radiation for diagnostics and cutting.

In the practical part of the work, a hypothetical workplace of nuclear medicine was created, where the penetration of radiation by individual types of building materials and the possibility of shielding were analyzed. 2 workplaces were created: The first workplace fulfills the conditions for the use of radiodiagnostic devices, but it does not count with other sources of radiation, in the case of nuclear medicine, the treated patients are the only ones. The second workplace meets the radiation protection requirements of the nuclear medicine department.

In total, the input of the spatial dose equivalent  $H^*(10)$  in  $\mu\text{Sv/h}$  before shielding of the hypothetical workplace of nuclear medicine was on average  $9,68 \mu\text{Sv/h}$ , after shielding  $1,66 \mu\text{Sv/h}$ , which means 81,07% reduction of the total input spatial dose equivalent.

The annual cumulative effective dose of a worker at 1200hours in the presence of patients in a nuclear medicine workplace per year in mSv before shielding the hypothetical nuclear

medicine workplace was on average 2,23 mSv, after shielding 0,39 mSv, which means 81,07% reduction in annual cumulative effective dose.

The shielding materials used in the construction solution of the workplace of nuclear medicine have a fundamental impact on the optimization of radiation protection at the given workplace, and their selection must be taken into account when planning such a workplace.

The simulation of dose rates in individual rooms of a hypothetical workplace of nuclear medicine depending on the construction materials used, using the results of measurements obtained from real practice, appears to be helpful in planning workplaces of this type.

**Key words:** ionizing radiation, radiation protection, nuclear medicine, shielding



## Obsah

Obsah .....	9
1 Úvod .....	14
2 Ionizujúce žiarenie .....	15
2.1 Prírodné zdroje ionizujúceho žiarenia .....	15
2.1.1 Kozmické žiarenie .....	16
2.1.2 Terestriálne zdroje žiarenia .....	16
2.2 Umelé zdroje ionizujúceho žiarenia .....	19
2.2.1 Lekárske ožiarovanie .....	20
2.3 Biologické účinky ionizujúceho žiarenia .....	21
2.3.1 Biologický účinok ionizujúceho žiarenia na DNA .....	22
2.3.2 Chromozómové aberácie .....	23
2.3.3 Stochastické účinky <i>ionizujúceho žiarenia</i> .....	24
2.3.4 Deterministické účinky .....	25
3 Základné princípy ochrany pred ionizujúcim žiarením .....	26
3.1 Odôvodnenosť .....	26
3.2 Optimalizácia .....	26
3.3 Limitovanie .....	26
4 Ciele radiačnej ochrany .....	26
4.1 Limity ožiarovania pre jednotlivé skupiny osôb podľa (zákona č. 87/2018 Z.z. o radiačnej ochrane) .....	27
4.1.1 Limity ožiarovania pracovníka v kalendárnom roku sú: .....	27
4.1.2 Limity ožiarovania obyvateľa v kalendárnom roku sú: .....	27
4.1.3 Limity ožiarovania žiaka a študenta vo veku od 16 rokov do 18 rokov v kalendárnom roku sú: .....	28
4.1.4 Medzná dávka sprevádzajúcej osoby je efektívna dávka: .....	28
5 Princíp optimalizácie .....	29
5.1 Postupy optimalizácie .....	29

5.1.1	Optimalizácia ožiarenia pracovníka.....	30
5.1.2	Optimalizácia lekárskeho ožiarenia pacienta.....	30
5.1.3	Optimalizácia lekárskeho ožiarenia zahŕňa .....	31
5.1.4	Optimalizácia lekárskeho ožiarenia sprevádzajúcej osoby.....	32
6	Dozimetria .....	32
6.1	Osobné monitorovanie pomocou termoluminiscenčných dozimetrov .....	33
6.2	Systém elektronickej osobnej dozimetrie .....	35
7	Praktická časť .....	35
7.1	Ciele praktickej časti.....	35
7.2	Metóda .....	36
7.2.1	Prenosný monitor povrchovej kontaminácie CoMo-170 NUVIATECH .....	36
7.2.2	Prenosné meradlo príkonu dávkového ekvivalentu FH 40 G-L 10 .....	36
7.2.3	Monte Carlo .....	37
7.3	Charakteristika nukleárnej medicíny .....	40
7.3.1	Charakteristika používaných žiaričov na pracovisku nukleárnej medicíny.....	40
7.3.2	Miestnosti na pracovisku nukleárnej medicíny s tieniacimi vrstvami v stenách	41
7.4	Výpočet vplyvu dotienenia priestorov oddelenia nukleárnej medicíny tieniacimi vrstvami FeBetonu .....	47
7.5	Výsledok praktickej časti.....	64
7.5.1	Pracovisko č. 1 a Pracovisko č.2.....	64
7.5.2	Meranie dávkového príkonu od pacienta po aplikácii 18F-FDG .....	64
7.5.3	Vplyv dotienenia priestorov oddelenia nukleárnej medicíny tieniacimi vrstvami FeBetonu.....	66
8	Diskusia a záver.....	69

## Zoznam tabuliek

Tabuľka č. 1- Priemerná efektívna dávka ožiarenia obyvateľov z prírodných zdrojov ionizujúceho žiarenia v krajinách Európskej únie .....	17
Tabuľka č. 2 - Osobné termoluminiscenčné dozimetre .....	34
Tabuľka č. 3 - Prstové termoluminiscenčné dozimetre .....	34
Tabuľka č. 4 - Referenčné úrovne pre operatívne monitorovanie pomocou elektronických osobných dozimetrov .....	35
Tabuľka č. 5 -Základné technické parametre prístroja CoMo-170 NUVIATECH .....	36
Tabuľka č. 6 -Základné technické parametre meradla FH 40 G-L 10.....	37
Tabuľka č. 7 - Zoznam a charakteristika zdrojov ionizujúceho žiarenia na pracovisku nukleárnej medicíny .....	40
Tabuľka č. 8 -Možný výskyt rádionuklidov v priestoroch kontrolovaného pásma oddelenia nukleárnej medicíny .....	50
Tabuľka č. 9- Tieniace vrstvy .....	51
Tabuľka č. 10 – Miestnosť ovládača PET/CT M6 pred dotienením .....	52
Tabuľka č. 11 - Miestnosť ovládača PET/CT M6 po dotienení .....	53
Tabuľka č. 12 – Ambulancia M2 pred dotienením .....	54
Tabuľka č. 13 – Ambulancia M2 po dotienení .....	55
Tabuľka č. 14 – Chodba CH2 pred dotienením .....	56
Tabuľka č. 15 - Chodba CH2 po dotienení .....	57
Tabuľka č. 16 – Chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT pred dotienením.....	58
Tabuľka č. 17 - Chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT po dotienení .....	59
Tabuľka č. 18 – Chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT pred dotienením.....	60
Tabuľka č. 19 – Chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT po dotienení .....	61
Tabuľka č. 20 – Sklad M8 pred dotienením .....	62
Tabuľka č. 21 – Sklad M8 po dotienení.....	63
Tabuľka č. 22– Dávkový príkon pacienta po aplikácii rádiofarmák .....	65
Tabuľka č. 23 – celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ ....	67
Tabuľka č. 24 - kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách v prítomnosti pacientov na pracovisku ročne v mSv: .....	68

## **Zoznam obrázkov**

Obrázok č. 1 -Vlnová dĺžky neionizujúcich a ionizujúcich žiarení .....	15
Obrázok č. 2 - Intenzita žiarenia s nadmorskou výškou .....	16
Obrázok č. 3- Celková prírodná aktivita na Slovensku .....	17
Obrázok č. 4-Mapa radónového rizika na Slovensku .....	19
Obrázok č. 5 – Zdroje ionizujúceho žiarenia k celkovej ročnej efektívnej dávke jednotlivcov .....	20
Obrázok č. 6 - Priemerná ročná efektívna dávka z lekárskeho ožiarenia obyvateľov v EU21	
Obrázok č. 7 - Chromozómová aberácia .....	24
Obrázok č. 8 -Pracovisko nukleárnej medicíny. ....	42
Obrázok č. 9- Dotienené steny na pracovisku nukleárnej medicíny.....	47
Obrázok č. 10- Posudzované kritické miesta (celkom 6) na pracovisku nukleárnej medicíny, na ktorých boli vykonávané merania. ....	48
Obrázok č. 11- Meranie meradlom príkonu dávkového ekvivalentu FH 40 G-L 10.....	66

## **Zoznam skratiek**

Rtg- Röntgen

mSv- Mili Sievert

EPA- Agentúry pre ochranu životného prostredia Spojených štátov

EU- Európska únia

DNA- Deoxyribonukleová kyselina

Gy- Gray

ICRP- International Commission on Radiological Protection

CT- Počítačová tomografia

keV- Kiloelektronvolt

MeV- Megaelektronvolt

Sv- Sievert

TL- dozimetrie- Termoluminiscenčné dozimetrie

Hp(10) – osobný dávkový ekvivalent v hĺbke 10 mm

Hp(3) – osobný dávkový ekvivalent v hĺbke 3 mm

Hp(0,07) – osobný dávkový ekvivalent v hĺbke 0,07 mm

SEOD- Systém elektronickej osobnej dozimetrie

PET/CT- Pozitrónová emisná tomografia

SDK- Sádrokartón

MBq- Megabecquerel

NM- Nukleárna medicína

μSv/h- MikroSievert/hodinu

Bq/cm<sup>2</sup>- Bequerel/centimeter štvorcový

# 1 Úvod

Radiačná ochrana je kritickým aspektom bezpečnosti na pracoviskách nukleárnej medicíny, ktorej cieľom je chrániť ľudí pred škodlivými účinkami ionizujúcemu žiareniu. Vzhľadom na to, že niektorým zdrojom prirodzeného žiarenia sa nedá vyhnúť, je nevyhnutné zamerať sa na zmierňovanie rizík, ktoré máme pod kontrolou. Napríklad obmedzenie vystavenia ionizujúcemu žiareniu pri lekárskejších postupoch by sa malo uskutočniť s cieľom dosiahnuť maximálny úžitok s čo najmenšou ujmom pre pacientov, to si vyžaduje bezpečné a vhodné používanie zdrojov ionizujúceho žiarenia pri postupoch nukleárnej medicíny vrátane štandardizovaných diagnostických a terapeutických postupov.

Preto sa implementácia účinných opatrení radiačnej ochrany na pracoviskách nukleárnej medicíny stala kľúčovou pre minimalizáciu expozície ionizujúcemu žiareniu. Táto výskumná práca skúma najlepšie postupy a stratégie na optimalizáciu radiačnej ochrany na pracoviskách nukleárnej medicíny.

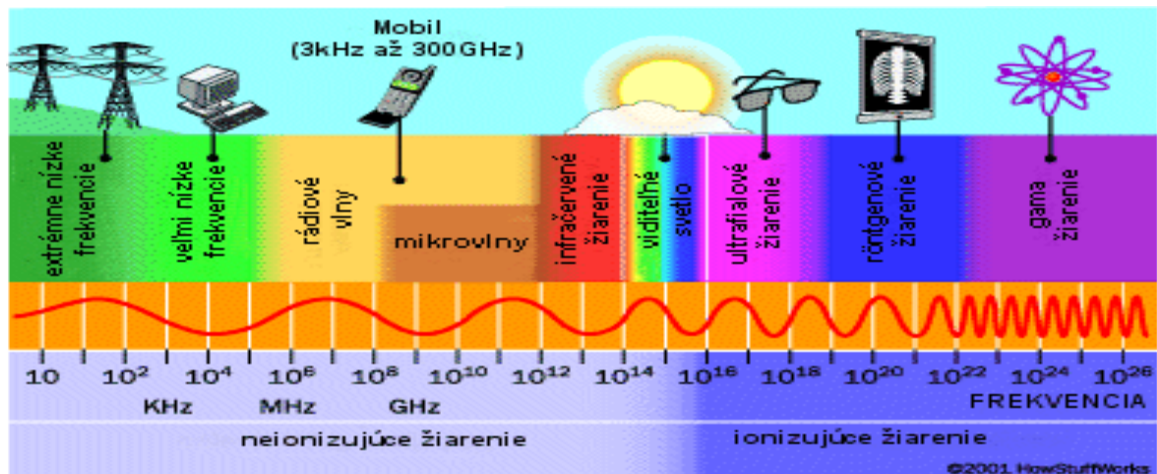
Cieľom práce je na príklade hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny modelovať možnosti tienenia ionizujúceho žiarenia v jeho jednotlivých priestoroch v závislosti od stavebných materiálov použitých pri ich členení. V rámci vlastného prieskumu podložiť uvedené zistenia praktickými meraniami pre rádiofarmaká značené fluórom-18 a pre jednotlivé stavebné materiály použité v stavebnom členení reálneho pracoviska nukleárnej medicíny.

Vo výskumnej časti práci sa zameriavame aj na skúmanie možností optimalizácie radiačnej ochrany analýzou účinnosti rôznych typov stavebných materiálov pri tienení a prenikaní ionizujúceho žiarenia. Hodnotenie stavebných materiálov na účinné tienenie pred žiarením je kľúčové pre zaistenie bezpečnosti a pohody pracovníkov na pracovisku nukleárnej medicíny. Primárnym cieľom tejto práce je preto analyzovať možnosti prieniku a ochrany ionizujúceho žiarenia rôznymi druhmi stavebných materiálov. Zistenia tejto štúdie poskytnú cenné poznatky o optimalizácii radiačnej ochrany na pracovisku v nukleárnej medicíne.

## 2 Ionizujúce žiarenie

Ionizujúce žiarenie je žiarenie, ktoré môžu byť prezentované vo forme častíc alebo energie a majú pri svojej interakcii s prostredím dostatok energie na uvoľnenie elektrónu z elektrónového obalu atómu. Nabité aj nenabité častice alebo kvantá energie pri prechode hmotou odovzdávajú svoju energiu hmotnému prostrediu. Energia sa v najväčšej miere odovzdáva formou ionizácie atómov. Pri ionizácii neutrálneho atómu dochádza k vyrazeniu elektrónu z elektrónového obalu jadra, čím vznikne kladný a záporný ión.

Ionizujúce žiarenie je žiarenie prenášajúce energiu vo forme elektromagnetických vln s vlnovou dĺžkou 100 nm alebo kratšou, alebo frekvenciou  $3 \cdot 10^{15}$  Hz alebo vyššou, ktoré má schopnosť priamo (nabité častice: alfa, beta) alebo nepriamo (neutróny, rtg, gama) vytvárať ióny.



Obrázok č. 1 - Vlnová dĺžky neionizujúcich a ionizujúcich žiarení

Zdroje ionizujúceho žiarenia delíme na:

- prírodné
- umelé

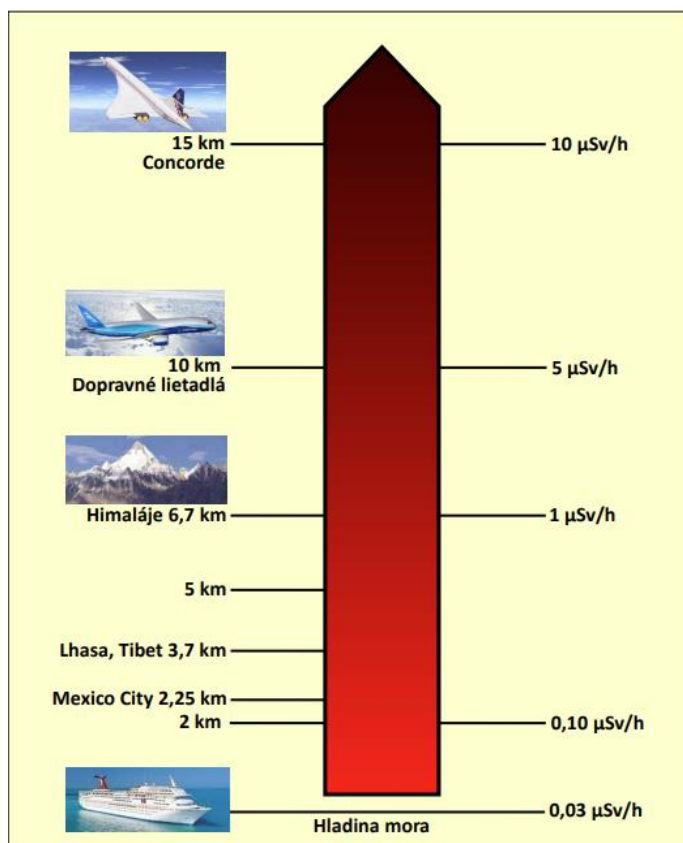
### 2.1 Prírodné zdroje ionizujúceho žiarenia

Prírodné zdroje ionizujúceho žiarenia sa delia na:

- kozmické
- terestriálne

### 2.1.1 Kozmické žiarenie

Vysoko energetické žiarenie, ktoré dopadá na zemský povrch z kozmického priestoru (galaktické žiarenie) alebo z povrchu Slnka (slnečné žiarenie). Magnetické pole zeme ovplyvňuje intenzitu kozmického žiarenia. Intenzita kozmického žiarenia sa výrazne mení s nadmorskou výškou.



Obrázok č. 2 - Intenzita žiarenia s nadmorskou výškou

### 2.1.2 Terestriálne zdroje žiarenia

Prírodné rádionuklidy sa nachádzajú: v pôde a horninách na zemskom povrchu, v atmosfére, v povrchových a podzemných vodách.

Prírodné rádionuklidy sa delíme na:

- Primárne terestriálne rádionuklidy- vznikli asi pred 4,5 mld. rokmi pri syntéze prvkov, z ktorých je zložená slnečná sústava.
- Sekundárne terestriálne rádionuklidy vznikajú rozpadom pôvodných terestriálnych rádionuklidov.
- Kozmogénne rádionuklidy- vznikajú interakciou kozmického žiarenia so stabilnými



atómami (najmä v atmosfére).

Medzi najvýznamnejšie prírodné rádionuklidy, ktoré najviac prispievajú k ožiareniu populácie patria 40-K, 235-U, 232-Th, 226-Ra, 222-Rn, 220-Rn, 210-Pb, 210-Po.

Medzi najvýznamnejšie kozmogénne rádionuklidy z hľadiska aktivity patria: 14-C, 3-H, 7-Be a 22-Na.

### *Obrázok č. 3- Celková prírodná aktivita na Slovensku*

Prírodné zdroje žiarenia predstavujú určitú základnú úroveň ožiarovania jednotlivcov. Priemerná efektívna dávka ožiarovania obyvateľov z prírodných zdrojov ionizujúceho žiarenia v krajinách Európskej únie je 2,5 – 3,0 mSv za rok.

<b>Zdroj ožiarovania</b>	<b>Ročná efektívna dávka</b>
Kozmické žiarenie	0,40 – 0,50 mSv
Externé terestriálne žiarenie	0,45 – 0,70 mSv
Vnútorne ožiarovanie – inhaláciou rádionuklidov	0,15 – 0,20 mSv
Vnútorne ožiarovanie – ingestciou rádionuklidov	0,30 – 0,40 mSv
Radón	1,25 – 1,65 mSv
SPOLU	2,5 – 3,0 mS

*Tabuľka č. 1- Priemerná efektívna dávka ožiarovania obyvateľov z prírodných zdrojov ionizujúceho žiarenia v krajinách Európskej únie*

### **Radón**

Radón je chemický prvok, ktorý má symbol Rn a atómové číslo 86. Je to rádioaktívny, vzácny plyn a je bez farby a bez zápachu. Z troch prirodzene sa vyskytujúcich izotopov radónu má iba radón-222 dostatočne dlhý polčas rozpadu (3,825 dňa), aby sa uvoľnil z pôdy a horniny, kde vzniká. Izotopy radónu sú bezprostredné produkty rozpadu izotopov rádia. Najstabilnejší izotop radónu, radón-222, vďaka čomu je radón jedným z najvzácnejších prvkov. Radón bude na Zemi prítomný ešte niekoľko miliárd rokov, napriek tomu, že jeho

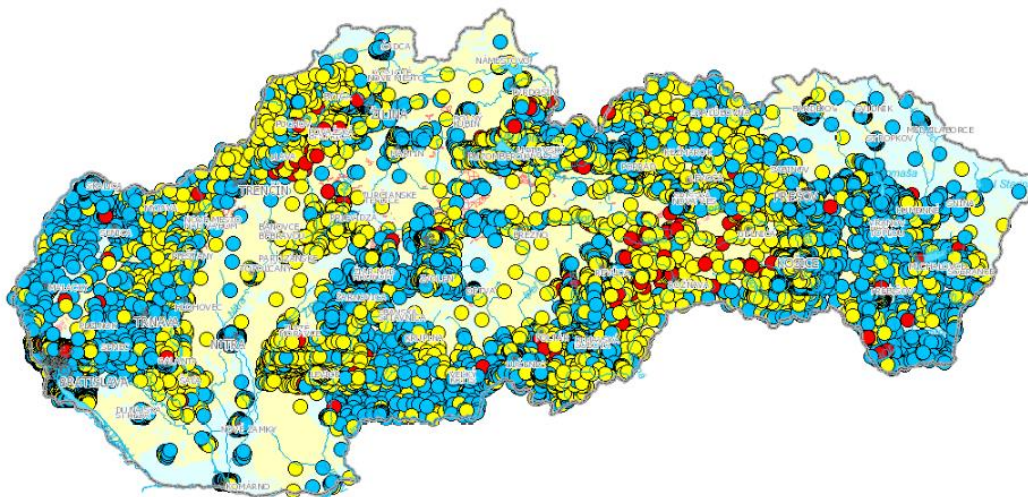
polčas rozpadu je len 3,8 dňa, pretože sa neustále vyrába ako krok v reťazci rozpadu uránu-238 a tória-232, tieto rádioaktívne nuklidy sú mimoriadne hojné s polčasom rozpadu niekoľko miliárd rokov. Rozpad radónu produkuje mnoho ďalších nuklidov, známych ako "radónové dcéry", končiacich stabilnými izotopmi olova. Radón-222 sa vyskytuje vo významných množstvách pri rádioaktívneho rozpadu uránu-238, ktorá sa pomaly rozpadá na rôzne rádioaktívne nuklidy a nakoniec sa rozpadá na olovo-206, ktoré je stabilné.

Radón-220 sa vyskytuje v nepatrných množstvách ako medzistupeň v rozpadovom reťazci tória-232, známeho tiež ako séria tórií, ktoré sa nakoniec rozpadne na olovo-208, ktoré je stabilné.

Za štandardných podmienok je radón plynňý a môže byť ľahko vdýchnutý, čo predstavuje zdravotné riziko. Primárne nebezpečenstvo však nepochádza zo samotného radónu, ale z produktov jeho rozpadu, známych ako dcéry radónu. Tieto produkty rozpadu, ktoré často existujú ako jednotlivé atómy alebo ióny. Radónové dcéry môžu spôsobiť poškodenie pľúcneho tkaniva. Podľa Agentúry pre ochranu životného prostredia Spojených štátov (EPA) je radón po fajčení cigariet druhou najčastejšou príčinou rakoviny pľúc, ktorá spôsobuje v Spojených štátoch 21 000 úmrtí na rakovinu pľúc ročne. Približne 2 900 z týchto úmrtí sa vyskytuje u ľudí, ktorí nikdy nefajčili. Zatiaľ čo radón je druhou najčastejšou príčinou rakoviny pľúc, podľa odhadov orientovaných na politiku EPA je hlavnou príčinou smrti medzi nefajčiarmi.

Množstvo radónu sa líši od miesta k miestu. Bežným zdrojom sú minerály obsahujúce urán v zemi, a preto sa hromadí v podzemných oblastiach, ako sú pivnice. Radón sa môže vyskytovať aj v niektorých podzemných vodách, ako sú pramenité vody a horúce pramene. Klimatické zmeny môžu spôsobiť, že radón, ktorý bol predtým uväznený v podzemí, sa pri roztápaní uvoľňuje, najmä v oblastiach ako Arktída, Aljaška, Kanada, Grónsko a Rusko.

Radónové riziko na Slovensku:



### Legenda

Radónové riziko - referenčné plochy

OAR - objemová aktivita radónu [kBq/m<sup>3</sup>]

- nízke
- stredné
- vysoké

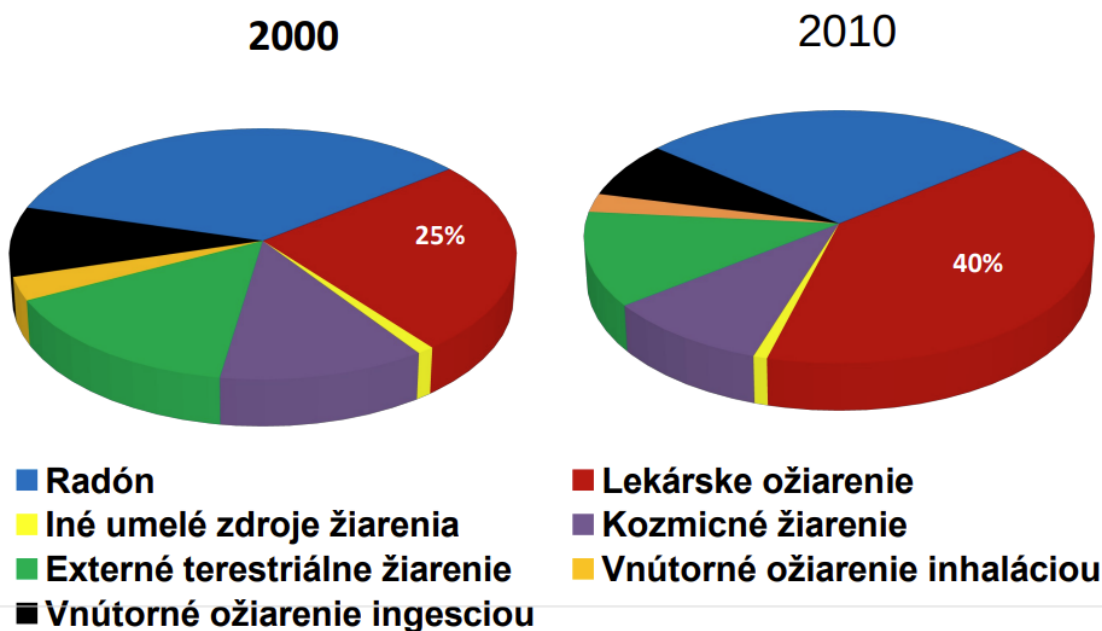
Obrázok č. 4-Mapa radónového rizika na Slovensku

## 2.2 Umelé zdroje ionizujúceho žiarenia

Najvýznamnejšie umelé zdroje ionizujúceho žiarenia:

- -rádioaktívny spad zo stratosféry ako dôsledok výbuchov jadrových zbraní v atmosfére a na zemskom povrchu,
- rádioaktívne látky uvoľňované do životného prostredia
- zdroje ionizujúceho žiarenia používané v medicíne – RTG prístroje, ožarovacie zariadenia, urýchľovače elektrónov, rádiofarmaká
- rôzne zdroje žiarenia používané v hospodárstve

**Príspevok rôznych zdrojov ionizujúceho žiarenia k celkovej ročnej efektívnej dávke jednotlivcov z populácie (UNSCEAR 2000, 2010)**



Obrázok č. 5 – Zdroje ionizujúceho žiarenia k celkovej ročnej efektívnej dávke jednotlivcov

### 2.2.1 Lekárske ožiarenie

Podľa štúdie Európskej komisie „Datamed 2“ z roku 2014 o ožiarení obyvateľov Európy zo zdrojov žiarenia používaných v zdravotníctve sa vykoná v krajinách EU približne 1,2 miliardy rádiologických vyšetrení ročne.



Obrázok č. 6 - Priemerná ročná efektívna dávka z lekárskeho ožiarenia obyvateľov v EU

### 2.3 Biologické účinky ionizujúceho žiarenia

Expozícia jednotlivcov ionizujúcim žiarením je spojená s potenciálnym rizikom zdravotného poškodenia, pričom pôsobenie ionizujúceho žiarenia na biologický systém sa riadi všeobecnými zásadami jeho interakcie s hmotou.

Účinky ionizujúceho žiarenia na tkanivo sa delia na:

- priamy účinok
- nepriamy účinok

#### Priamy účinok žiarenia

Priamy účinok žiarenia je dôsledkom prenosu energie žiarenia bezprostredne na biologickú molekulu, pri ktorej dochádza k lokálnej absorpcii energie, ionizácii a následnej chemickej zmene zasiahnutej štruktúry. Pravdepodobnosť takýchto priamych zásahov je nízka. Priamy účinok sa môže významne prejavovať v prípade husto ionizujúceho žiarenia (alfa častice, neutróny).

## Nepriamy účinok žiarenia

Miesto chemickej reakcie (ionizácia, excitácia, disociácia) nie je totožné s miestom primárnej absorpcie ionizujúceho žiarenia, ale prichádza k prenosu energie v rámci molekuly a medzi molekulami. Nepriamy účinok žiarenia sa môže podieľať na celkovom poškodení až 80%. Dôsledkom nepriameho účinku žiarenia je množstvo zmien, ktoré nepriamo ovplyvňujú metabolické procesy. Nepriamy účinok je charakteristický pre žiarenie s nízkou hustotou ionizácie (rtg. žiarenie, gama žiarenie).

**Rádiolýza vody-** Prvotné poškodenie sa prejaví v najväčšej miere na základných stavebných látkach živej hmoty (voda, bielkoviny, DNA, enzýmy). Keďže viac ako 75% ľudského tela tvorí voda, prvotné procesy sú v značnej miere určované absorpciou žiarenia vodou nachádzajúcou sa v bunkách. V dôsledku ionizácie molekula vody disociuje, pričom vznikajú agresívne radikály a silné oxidanty. (Ing. Róbert Hinca PhD 2024)

### 2.3.1 Biologický účinok ionizujúceho žiarenia na DNA

Ionizujúce žiarenie produkuje vo vysokej miere jednoduché a dvojité zlomy DNA. Vznikom týchto jednoduchých alebo dvojitých zlomov súčasne dochádza aj k radiačnému poškodeniu báz, priečnym väzbám vo vnútri DNA alebo medzi DNA a proteínmi. Zlomy DNA môžu viesť ku vzniku chromozómových aberácií. Vznik chromozómových aberácií je typické poškodenie pre expozíciu ionizujúcim žiarením. Nižšie dávky žiarenia nespôsobia bezprostredne smrť bunky a ani zastavenie bunkového delenia, ale vytvorené radikály môžu vyvolať chemické zmeny – mutácie v DNA. (RNDr. Helena Cabáneková, PhD. 2009)

Podľa rozsahu sa mutácie delia na:

- génové- narušenie génu, ktorý nesie úplnú jednotku informácie pre určitú biologickú funkciu
- chromozómové- zmena počtu chromozómov alebo zmeny tvarov nadväzujúcich na zlom chromozómu

Z reprodukčného hľadiska sa mutácie delia na:

- somatické- u ožiareného jedinca
- genetické- u zárodkových buniek, ktoré sa môžu prenášať na ďalšie generácie v

potomstve ožiarených osôb

Rozsah a závažnosť biologického účinku ionizujúceho žiarenia na človeka závisí od mnohých faktorov:

- spôsob expozície
- druh žiarenia
- absorbovaná dávka
- veľkosť časti tela (orgánu), ktorý je ožiarený
- radiosenzitivita tkaniva
- individuálna biologická variabilita ožiareného jedinca

Z hľadiska ochrany zdravia pred žiarením rozdeľujeme biologické účinky ionizujúceho žiarenia na stochastické (náhodné) a nestochastické (deterministické).

### 2.3.2 Chromozómové aberácie

Chromozomálne aberácie alebo abnormality sú zmeny v štruktúre alebo počte chromozómov. Ľudia majú zvyčajne 23 párov chromozómov, posledným párom chromozómov sú pohlavné chromozómy, ktoré určujú priradenie pohlavia jednotlivca. Pri narodení je väčšine ľudí s pohlavnými chromozómami XY priradený muž a väčšina jedincov s XX je priradená žena. Vo všeobecnosti platí, že každý rodič prispieva k svojmu potomstvu jedným párom chromozómov, ktoré spoločne tvoria 23 párov chromozómov. Zmena ktoréhokoľvek z chromozómov, v počte alebo štruktúre, vytvára chromozomálnu aberáciu a môže spôsobiť zdravotné poruchy.

#### Typy chromozómových aberácií

Chromozomálne aberácie sa delíme na:

- numerické
- štrukturálne aberácie

**Numerické aberácie**- zmeny počtu prítomných chromozómov, sa označujú ako aneuploidie (genómové mutácie). Najbežnejšími typmi aneuploidie sú monozómie, keď je prítomný iba jeden chromozóm z páru, a trizómie, keď sú namiesto páru tri kópie chromozómu.

**Štrukturálne aberácie**- Štyri hlavné typy štrukturálnych chromozomálnych aberácií:

- Delécia- delécie sa vyskytujú, keď je časť chromozómu vymazaná alebo odstránená, čo môže spôsobiť, že tento chromozóm bude menej funkčný.
- Duplikácia- pri duplikácii je časť chromozómu duplikovaná, čo vedie k extra genetickému materiálu.
- Inverzia- inverzia chromozómu nastáva, keď je genetický materiál obrátený alebo prevrátený opačným smerom. Inverzie často nevedú k ochoreniu a najčastejšie postihujú chromozóm.
- Translokácia- k translokáciám dochádza, keď sa kúsok jedného chromozómu odlomí zo svojho pôvodného miesta a pripojí sa k inému chromozómu.

Chromozomálne aberácie sú najčastejšie spôsobené chybami pri delení buniek, replikácie DNA, alebo pod vplyvom zmien vo vonkajšom prostredí (ionizujúce žiarenie, chemické mutagény, vírusy).



Obrázok č. 7 - Chromozómová aberácia

### 2.3.3 Stochastické účinky *ionizujúceho žiarenia*

Stochastické účinky ionizujúceho žiarenia sú bezprahové a so stúpajúcou dávkou stúpa pravdepodobnosť vzniku poškodenia a nárastu neskorých foriem poškodenia. Tieto poškodenia sú vyvolané zmenami v genetickej informácii bunky. Stochastické účinky sú náhodné, individuálne a nepredvídateľné. Pri stochastických účinkoch závažnosť postihnutia a priebeh vzniknutého ochorenia nezávisia od veľkosti absorbovanej dávky. Od veľkosti



absorbovanej dávky závisí iba pravdepodobnosť výskytu nádorového či genetického poškodenia. (Bo Xiao 2015)

Príznaky stochastických účinkov:

- zhubné nádory
- genetické účinky u potomstva

#### **2.3.4 Deterministické účinky**

Deterministické účinky ionizujúceho žiarenia sú podmienené bunkovými stratami v dôležitých bunkových populáciách a týkajú sa veľkého počtu buniek. Charakteristické pre deterministických účinkov sú klinické príznaky, ktoré sú viditeľné vonkajším pozorovaním. Na molekulovej a bunkovej úrovni sa však aj u týchto účinkov uplatňuje moment stochastických zákonitostí (náhodnosť, štatistická pravdepodobnosť). Pri malých bunkových stratách nedochádza k porušeniu funkcie ale s rastúcou dávkou ionizujúceho žiarenia stúpa počet zasiahnutých jednotiek bunkovej populácie a pri dosiahnutí určitého prahu pre dané poškodenie, deterministický účinok poškodenia zákonite nastáva. So zvyšovaním dávky teda rastie počet postihnutých buniek a s veľkosťou prekročenia prahu narastá závažnosť poškodenia. Prah môže byť veľmi nízky (rádovo 0,1 Gy alebo vyšší) a môže sa líšiť od osoby k osobe. Pri dávkach medzi 0,25 Gy a 0,5 Gy môžu byť lekárskymi vyšetreniami zistené mierne zmeny krvi a pri dávkach medzi 0,5 Gy a 1,5 Gy sa zaznamenajú zmeny krvi a objavia sa príznaky nauzey, únavy, vracania. Každé tkanivo má inú prahovú dávku (koža – 3 Gy, pľúca - 5 Gy, spermie - 0,3 Gy, zárodok v maternici – 0,1 Gy, ...)

Príznaky deterministických účinkov:

- akútna choroba z ožiarenia
- akútne lokálne zmeny
- akútna dermatitída
- poškodenie fertility
- poškodenie vývoja plodu
- nenádorové neskoré poškodenie
- chronická rádiodermatitída

- zákal očnej šošovky

### **3 Základné princípy ochrany pred ionizujúcim žiarením**

Pri plánovaní a vykonávaní každej činnosti vedúcej k ožiareniu a rovnako v priebehu jej vykonávania je potrebné rešpektovať tri základné princípy radiačnej ochrany:

#### **3.1 Odôvodnenosť**

Činnosť vedúcu k ožiareniu možno vykonávať len vtedy, ak je odôvodnená: za odôvodnenú činnosť sa považuje taká činnosť vedúca k ožiareniu, pri ktorej predpokladaný prínos pre osobu alebo pre spoločnosť prevažuje nad zdravotnou ujmom, ktorú môže táto činnosť spôsobiť.

#### **3.2 Optimalizácia**

Každý, kto vykonáva činnosť vedúcu k ožiareniu, je povinný zabezpečiť, aby počet ožiarených osôb, úroveň a pravdepodobnosť ich ožiarovania boli trvalo udržiavané na čo najnižšej rozumne dosiahnuteľnej úrovni vzhľadom na súčasnú úroveň vedecko-technických poznatkov a na ekonomické a spoločenské faktory; týmto procesom sa zabezpečuje optimalizácia radiačnej ochrany.

#### **3.3 Limitovanie**

Každý, kto vykonáva činnosť vedúcu k ožiareniu, je povinný obmedziť ožiarovanie pracovníkov a obyvateľov zo všetkých vykonávaných činností tak, aby neprekročilo ustanovené limity ožiarovania .

Základná bezpečnostná smernica v oblasti radiačnej ochrany Medzinárodnej Agentúry pre Atómovú Energiiu pridala k vyššie uvedeným trom základným princípom radiačnej ochrany ešte explicitnú požiadavku na zaistenie bezpečnosti zdrojov ionizujúceho žiarenia.

### **4 Ciele radiačnej ochrany**

Základné ciele radiačnej ochrany vychádzajú z dvoch kategórií biologických účinkov ionizujúceho žiarenia. Základnými cieľmi radiačnej ochrany sú:

- vylúčenie deterministických účinkov ionizujúceho žiarenia ako napr. poškodenie kože, oka alebo iných orgánov, znamená zabránenie vzniku týchto účinkov. Ako prostriedok k tomu, aby bolo možné vylúčiť deterministické účinky, slúži systém limitovania.

- zníženie pravdepodobnosti vzniku stochastických účinkov na spoločensky prijateľnú mieru

Zníženie pravdepodobnosti vzniku stochastických účinkov (napr. rakoviny, leukémie, genetických poškodení) na spoločensky prijateľnú mieru znamená zaistenie takých osobných dávok, ktoré zaručia dosiahnutie spoločenských benefitov z využívania príslušného zdroja žiarenia pri udržaní pravdepodobnosti stochastických detrimentov na spoločensky prijateľnej úrovni. Prostriedkom pre splnenie cieľa radiačnej ochrany z hľadiska stochastických účinkov je taktiež princíp limitovania, popri ktorom sa však predovšetkým u profesionálnych pracovníkov so zdrojmi žiarenia musí navyše uplatniť aj princíp optimalizácie. (Gebeová Klára 2019)

#### **4.1 Limity ožiarenia pre jednotlivé skupiny osôb podľa (zákona č. 87/2018 Z.z. o radiačnej ochrane)**

Každý, kto vykonáva činnosť vedúcu k ožiareniu, je povinný obmedziť ožiarenie pracovníkov a obyvateľov zo všetkých vykonávaných činností tak, aby neprekročilo limity ožiarenia pre príslušnú skupinu osôb.

##### **4.1.1 Limity ožiarenia pracovníka v kalendárnom roku sú:**

- a) efektívna dávka **20 mSv**,
- b) ekvivalentná dávka v očnej šošovke **20 mSv**,
- c) ekvivalentná dávka v koži **500 mSv**; vzťahuje sa na priemernú dávku na ploche ľubovoľného 1 cm<sup>2</sup> bez ohľadu na veľkosť ožiarenej plochy kože,
- d) ekvivalentná dávka v končatinách **500 mSv**.

Limit efektívnej dávky alebo ekvivalentnej dávky pracovníka sa vzťahuje na súčet všetkých ročných efektívnych dávok alebo ekvivalentných dávok z vonkajšieho ožiarenia a účinkov ročných efektívnych dávok alebo ekvivalentných dávok z príjmov rádioaktívnych látok zo všetkých zdrojov ionizujúceho žiarenia, ktorým bol pracovník vystavený pri pracovnej činnosti vedúcej k ožiareniu u jedného zamestnávateľa alebo súbežne u viacerých zamestnávateľov.

##### **4.1.2 Limity ožiarenia obyvateľa v kalendárnom roku sú:**

- a) efektívna dávka **1mSv**,
- b) ekvivalentná dávka v očnej šošovke **15 mSv**,
- c) ekvivalentná dávka v koži **50 mSv** vzťahuje sa na priemernú dávku na ploche ľubovoľného 1 cm<sup>2</sup> bez ohľadu na veľkosť ožiarenej plochy kože.

#### **4.1.3 Limity ožiarenia žiaka a študenta vo veku od 16 rokov do 18 rokov v kalendárnom roku sú:**

- a) efektívna dávka **6 mSv**,
- b) ekvivalentná dávka v očnej šošovke **15 mSv**,
- c) ekvivalentná dávka v koži **150 mSv**; vzťahuje sa na priemernú dávku na ploche ľubovoľného 1 cm<sup>2</sup> bez ohľadu na veľkosť ožiarenej plochy kože,
- d) ekvivalentná dávka v končatinách **150 mSv**.

Limity ožiarenia žiaka a študenta staršieho ako 18 rokov sú rovnaké ako limity ožiarenia pracovníka.

Limity ožiarenia sa nevzťahujú na lekárske ožiarenie:

- pacienta a osoby bez príznakov choroby pri poskytovaní zdravotnej starostlivosti,
- účastníka biomedicínskeho výskumu,
- sprevádzajúcej osoby

Lekárske ožiarenie sprevádzajúcej osoby musí byť optimalizované a nesmie prekročiť medzné dávky.

#### **4.1.4 Medzná dávka sprevádzajúcej osoby je efektívna dávka:**

- a) **1 mSv** za kalendárny rok u osôb mladších ako **18 rokov**,
- b) **5 mSv** za kalendárny rok u iných osôb mladších ako **60 rokov**,
- c) **15 mSv** za kalendárny rok u osôb starších ako **60 rokov**.

## 5 Princíp optimalizácie

Každý, kto vykonáva činnosti vedúce k ožiareniu, je povinný postupovať tak, aby riziko ohrozenia fyzickej osoby a životného prostredia bolo tak nízke, ako je možné rozumne dosiahnuť pri zohľadnení súčasnej úrovne vedy a techniky a všetkých ekonomických a spoločenských hľadísk.

Optimalizácia radiačnej ochrany je neustále opakovaný proces, ktorý slúži k dosiahnutiu a udržaniu takej úrovne radiačnej ochrany, aby ožiarenie fyzickej osoby a životného prostredia bolo tak nízke, ako je možné rozumne dosiahnuť pri uvážení všetkých ekonomických a spoločenských hľadísk.

Neustále cyklické opakovanie procesu optimalizácie má za cieľ postupne znižovať dávkové záťaže. Dôležitým prvkom optimalizačného procesu je jeho pravidelnosť. Pri vykonávaní optimalizácie musia byť zohľadnené všetky novovzniknuté podmienky expozičnej situácie a musia byť uplatnené nové možnosti a prostriedky zvýšenia úrovne radiačnej ochrany.

Na oddelení nukleárnej medicíny sa optimalizačné postupy uplatňujú pri:

- optimalizácii ožiarenia pracovníka
- optimalizácii lekárskeho ožiarenia pacienta
- optimalizácii lekárskeho ožiarenia sprevádzajúcej osoby

### 5.1 Postupy optimalizácie

Optimalizácia sa vykonáva počas vykonávania činnosti vedúcej k ožiareniu pravidelným rozborom prijatých dávok vo vzťahu k vykonávanej činnosti, zohľadnením ďalších možných opatrení na zabezpečenie radiačnej ochrany a porovnaním vykonávanej činnosti s podobnou spoločensky prijateľnou vykonávanou činnosťou.

Rôzne alternatívne opatrenia na zabezpečenie radiačnej ochrany posudzované pri optimalizácii radiačnej ochrany nemôžu viesť k ožiareniu osoby, ktoré by bolo vyššie ako limity ožiarenia, a musia byť v súlade s medznými dávkami.

Pri optimalizácii radiačnej ochrany sa určia varianty zabezpečenia radiačnej ochrany a z nich sa vyberie optimálny variant zabezpečenia radiačnej ochrany v jednotlivých situáciách ožiarenia.

Opatrenia na zabezpečenie radiačnej ochrany osôb alebo skupín osôb sa môžu uplatniť

- pri zdroji ionizujúceho žiarenia,
- v prostredí medzi zdrojom ionizujúceho žiarenia a osobou,
- u osoby.

Pri výbere optimálneho variantu zabezpečenia radiačnej ochrany sa uprednostňuje obmedzenie ožiarovania priamo pri zdroji ionizujúceho žiarenia.

Pri výbere optimálneho variantu zabezpečenia radiačnej ochrany sa zvažujú:

- úrovne ožiarovania osôb na porovnanie možností zníženia plánovaných, vykonávaných alebo potenciálnych dávok osôb alebo skupín osôb,
- medzné dávky alebo referenčné úrovne, ak sú pre danú činnosť určené, technické, organizačné a ekonomické hľadiská

Pri kvantitatívnej optimalizácii radiačnej ochrany sa spravidla porovnávajú náklady na rôzne opatrenia na zlepšenie radiačnej ochrany, ako je zmena zdroja ionizujúceho žiarenia, premiestnenie osôb, vybudovanie dodatočných bariér, použitie špeciálnych nástrojov alebo osobných ochranných pracovných prostriedkov a ochranných pomôcok, s finančným ohodnotením očakávaného prínosu daného opatrenia.

Podľa odporúčaní ICRP č. 101 je kvantitatívne hodnotenie (cost – benefit) skôr následný postup, zvyrazňuje sa dôležitosť analýzy a hodnotenie dostupných možností. Pri vykonávaní/posúdení optimalizácie sa uprednostňuje skôr dobrá prax a najlepšie dostupné technológie za akceptovateľnú cenu.

### **5.1.1 Optimalizácia ožiarovania pracovníka**

Súčasný stav vývoja osobných ochranných pracovných pomôcok, tieniacich pomôcok a zariadení, automatických rozplňovacích a infúzných zariadení umožnil výrazné zníženie radiačnej záťaže personálu oproti minulosti.

### **5.1.2 Optimalizácia lekárskeho ožiarovania pacienta**

Lekárske ožiarovanie je odôvodnené, ak sa preukáže jeho dostatočný prínos v porovnaní s individuálnou ujmou, ktorú ožiarovanie môže spôsobiť, pričom sa zohľadňuje celkový možný diagnostický prínos alebo liečebný prínos lekárskeho ožiarovania pre zdravie

jednotlivca a prínos pre spoločnosť a prihliada sa aj na účinnosť, prínos a riziká dostupných alternatívnych techník, ktoré vedú k rovnakému výsledku, ale vyžadujú menšie ožiarenie alebo ožiarenie nevyžadujú.

Princíp optimalizácie sa pri vykonávaní lekárskeho ožiarenia, okrem lekárskeho ožiarenia pri liečbe, uplatňuje udržiavaním výšky dávok na takej nízkej úrovni, ktorá je rozumne dosiahnuteľná pri získaní požadovaných diagnostických informácií a zohľadnení ekonomických a sociálnych faktorov.

### **5.1.3 Optimalizácia lekárskeho ožiarenia zahŕňa**

**Podľa (Vyhlášky MZ SR č.101/2018 Z.z.):**

- výber vhodného zariadenia na lekárske ožiarenie na diagnostiku,
- výber optimálneho vyšetrovacieho postupu,
- získanie všetkých dostupných diagnostických informácií a lekárskeho záznamu o predchádzajúcich vyšetreniach pacienta dôležitých na plánované lekárske ožiarenie a ich zohľadnenie pri vykonaní lekárskeho ožiarenia, aby sa predišlo zbytočnému opakovaniu vyšetrení pacienta,
- použitie optimálnych expozičných parametrov pri vyšetrení počítačovou tomografiou, ktoré zabezpečia, aby dávka pacienta pri CT vyšetrení bola na tak nízkej úrovni, ktorá je rozumne dosiahnuteľná pri získaní požadovaných diagnostických informácií,
- sledovanie dodržiavania ustanovených diagnostických referenčných úrovní (Vestník MZ SR 2018, čiastka 31-32),
- použitie osobných ochranných prostriedkov pre pacienta,
- výber vhodného rádionuklidu a chemickej formy rádioaktívnej látky aplikovanej pacientovi a stanovenie aktivity nevyhnutne potrebnej na vyšetrenie v nukleárnej medicíne,
- overenie aktivity rádioaktívnej látky aplikovanej pacientovi pri vyšetrení v nukleárnej medicíne,
- dodržanie štandardných postupov na vykonanie lekárskeho ožiarenia,
- stanovenie dávky pacienta pri vyšetrení,
- poskytovanie informácií pacientovi a sprevádzajúcej osobe o veľkosti ožiarenia a o rizikách ionizujúceho žiarenia vzhľadom na vykonané lekárske ožiarenie.

Poskytovateľ zdravotnej starostlivosti vedie o každom vykonanom lekárskom ožiarení záznam, ktorého súčasťou sú údaje o dávke, ktorú dostal vyšetrovaný pacient alebo údaje umožňujúce stanoviť veľkosť ožiarenia. Pri lekárskom ožiarení tehotnej ženy poskytovateľ zdravotnej starostlivosti zabezpečí aj stanovenie veľkosti dávky v plode.

Pri vykonávaní lekárskeho ožiarenia za plnenie bezpečnostných, technických a administratívnych požiadaviek na zabezpečenie radiačnej ochrany zodpovedá zdravotnícky pracovník, ktorý vykonáva lekárske ožiarenie.

#### **5.1.4 Optimalizácia lekárskeho ožiarenia sprevádzajúcej osoby**

Sprevádzajúca osoba je fyzická osoba, ktorá sprevádza pacienta alebo opatruje pacienta vystaveného lekárskeho ožiareniu a ktorá je vystavená ožiareniu tým, že mimo rámca svojich pracovných povinností vedome a dobrovoľne pomáha fyzickej osobe, ktorá sa podrobuje lekárskeho ožiareniu alebo sa stará o pacienta prepusteného po aplikácii rádioaktívnej látky zo zdravotníckeho zariadenia, žije s ním v spoločnej domácnosti alebo ho navštevuje.

Sprevádzajúca osoba musí byť vopred informovaná o rizikách vyplývajúcich z lekárskeho ožiarenia a pri jej vystavení lekárskeho ožiareniu sa musia dodržať požiadavky na zabezpečenie radiačnej ochrany.

Ak je sprevádzajúcou osobou žena v reprodukčnom veku je potrebné zistiť, či nie je tehotná. Ak je žena tehotná, je potrebné ju upozorniť, že nemôže pacienta sprevádzať ani ho opatrovať.

## **6 Dozimetria**

Dozimetre sú zariadenia na meranie dávok ionizujúceho žiarenia. Princíp dozimetrie je založený na skutočnosti, že pri prechode hmotou ionizujúce žiarenie odovzdáva svoju energiu. V tejto hmote spôsobí zmeny fyzikálnych, chemických alebo biologických vlastností, ktoré sú priamo úmerné veľkosti absorbovanej dávky. Tieto zmeny zaznamenáva detektor, ktorý je základnou súčasťou každého dozimetra. (Klener 2000)

Dôležitou úlohou dozimetrie je stanoviť dávky žiarenia v tkanivách živého organizmu. Pomocou dozimetra môžeme zistiť rozsah zdroja ionizujúceho žiarenia, či predstavuje riziko a či je potrebné zavedenie ochranných opatrení (Darmová, 2009).



Dozimetrické prístroje sa delia:

- podľa typu detektora – ionizačné detektory, scintilačná sonda, film, termoluminiscenčný detektor,
- podľa spôsobu použitia – terénne, laboratórne,
- podľa systému monitorovania – osobné dozimetre, dozimetre na meranie pracovného a životného prostredia

V súčasnosti používané osobné dozimetre

- filmová dozimetria (najstaršia metóda)- Ich činnosť je založená na schopnosti ionizujúceho žiarenia spôsobiť sčernenie citlivej fotografickej vrstvy, pričom stupeň sčernenia je úmerný dávke žiarenia.
- termoluminiscencia (metóda s najširším použitím)- je založená na vlastnosti určitých kryštálov, ktorých atómy sa účinkom žiarenia excitujú. Množstvo emitovaných fotónov je úmerné dávke žiarenia.
- opticky stimulovaná luminiscencia.

## **6.1 Osobné monitorovanie pomocou termoluminiscenčných dozimetrov**

Každý pracovník v kontrolovanom pásme musí byť vybavený osobným dozimetrom. Najčastejšie sú používané termoluminiscenčné osobné dozimetre.

Energetický rozsah citlivosti TL-dozimetrov je 20 keV až 10 MeV pre fotónové žiarenie a 170 keV až 2,7 MeV pre žiarenie beta. Výsledok merania odozvy TL-dozimetrov je uvádzaný v jednotkách sievert (Sv) ako osobný dávkový ekvivalent Hp(10) – osobný dávkový ekvivalent v hĺbke 10 mm, ekvivalentná dávka v očnej šošovke Hp(3) – osobný dávkový ekvivalent v hĺbke 3 mm, ekvivalentná dávka v koži a končatinách Hp(0,07) – osobný dávkový ekvivalent v hĺbke 0,07 mm. Z týchto hodnôt ďalej možno stanoviť efektívnu dávku z externých zdrojov ionizujúceho žiarenia. Bez bližšej špecifikácie ožarovacích podmienok možno celotelovými osobnými TL-dozimetrami merať hodnoty od 0,05 mSv do 20 Sv s presnosťou lepšou ako  $\pm 35 \%$ .

Prstový TL-dozimeter je určený pre použitie na pracoviskách so zvýšeným rizikom ožiarenia prstov, resp. rúk, kde sa vyskytujú zdroje fotónového žiarenia s energiou 20 keV až 10 MeV. Výsledok merania odozvy dozimetra sa udáva ako ekvivalentná dávka v mieste umiestnenia TL-dozimetra (osobný dávkový ekvivalent v hĺbke 0,07 mm). Bez bližšej špecifikácie ožarovacích podmienok možno prstovým TL-dozimetrom merať hodnoty od 0,1 mSv do 20 Sv s presnosťou do  $\pm 35 \%$ .

**Osobné termoluminiscenčné dozimetre:**

Miesto nosenia dozimetra vo výške hrudníka	Vyhodnocovacie obdobie	Úroveň [mSv]		
		záznamová	vyšetrovacia	zásahová
<b>H<sub>p</sub>(10)</b>	1 mesiac	každá	<b>2,0</b>	<b>10</b>
<b>H<sub>p</sub>(0,07)</b>	1 mesiac	každá	<b>10,0</b>	<b>500</b>
<b>H<sub>p</sub>(3)</b>	1 mesiac	každá	<b>2,0</b>	<b>10</b>
efektívna dávka z vonkajšieho ožiarenia <b>E<sub>ext</sub></b>	1 mesiac	každá	<b>2,0</b>	<b>10</b>
efektívna dávka z vonkajšieho ožiarenia <b>E<sub>ext</sub></b>	niekoľko mesiacov	každá	-	<b>20</b>

*Tabuľka č. 2 - Osobné termoluminiscenčné dozimetre*

**Prstové termoluminiscenčné dozimetre:**

Miesto nosenia dozimetra najviac exponovaný prst zo strany dlane	Vyhodnocovacie obdobie	Úroveň [mSv]		
		záznamová	vyšetrovacia	zásahová
<b>H<sub>p</sub>(0,07)</b>	1 mesiac	každá	<b>20</b>	<b>250</b>
<b>H<sub>p</sub>(0,07)</b>	niekoľko mesiacov	každá	-	<b>500</b>

*Tabuľka č. 3 - Prstové termoluminiscenčné dozimetre*

**Elektronické osobné dozimetre**

Osoba vstupujúca do kontrolovaného pásma	Vyhodnocovacie obdobie	Meraná hodnota $H_p(10)$ [ $\mu\text{Sv}$ ]		
		záznamová	vyšetrovací	zásahová
Pracovník s ionizujúcim žiarením kategórie A	1 deň	každá	90	100
Návšteva, externý servisný pracovník	1 deň	každá	9	10
Sprievod pacienta	1 deň	každá	90	100

Tabuľka č. 4 - Referenčné úrovne pre operatívne monitorovanie pomocou elektronických osobných dozimetrov

## 6.2 Systém elektronickej osobnej dozimetrie

Systém elektronickej osobnej dozimetrie (SEOD), ako súčasť systému radiačného monitoringu, je určený na operatívne sledovanie dennej radiačnej záťaže osôb prostredníctvom signálnych elektronických osobných dozimetrov.

### Funkcie systému SEOD

- informuje osobu o prijatej hodnote  $H_p(10)$  počas pobytu v KP, príp. informuje o prekročení nastavenej signalizačnej úrovne  $H_p(10)$  alebo príkonu  $H_p(10)$ ,
- pre každú osobu sumarizuje čerpanie  $H_p(10)$  za obdobie 1 mesiaca a kalendárneho roka,
  - umožňuje limitovať individuálne čerpanie dávok v súlade s platnou legislatívou,
  - prístup do systému je riešený viacúrovňovým systémom prístupových práv.

## 7 Praktická časť

Praktická časť bude venovaná analýze výpočtov predpokladaného prieniku rádioaktívneho žiarenia jednotlivými typmi stavebných materiálov a možnosťami tienenia. Na vypracovanie výpočtov použijeme hypoteticky vytvorené pracovisko nukleárnej medicíny.

### 7.1 Ciele praktickej časti

V praktickej časti sa zameriavame na skúmanie možností optimalizácie radiačnej ochrany analýzou účinnosti rôznych typov stavebných materiálov pri tienení a prenikaní ionizujúceho žiarenia. Hodnotenie stavebných materiálov na účinné tienenie pred žiarením je kľúčové pre zaistenie bezpečnosti a pohody pracovníkov na pracovisku nukleárnej medicíny. Primárnym cieľom tejto praktickej časti je preto analyzovať možnosti prieniku a ochrany ionizujúceho žiarenia rôznymi druhmi stavebných materiálov. Zistenia tejto štúdie

poskytnú cenné poznatky o optimalizácii radiačnej ochrany na pracovisku v nukleárnej medicíne.

## 7.2 Metóda

Výpočty boli vypočítané pomocou prenosného monitoru CoMo-170 NUVIATECH, prenosného meradla príkonu dávkového ekvivalentu FH 40 G-L 10, a pomocou stochastických výpočtov metódy Monte Carlo.

### 7.2.1 Prenosný monitor povrchovej kontaminácie CoMo-170 NUVIATECH

Prenosný monitor povrchovej kontaminácie CoMo-170 NUVIATECH je prenosný prístroj určený pre meranie povrchovej kontaminácie beta a gama.

Základné technické parametre prístroja CoMo-170 NUVIATECH uvádza tabuľka č. 7.

<b>Minimálna detekovateľná aktivita pre <math>^{18}\text{F}</math></b>	<b>0,06 Bq/cm<sup>2</sup></b>
<b>detektor</b>	<b>Kombinovaný ZnS + plastický scintilátor 166 cm<sup>2</sup></b>
<b>Plocha detektora</b>	<b>170 cm<sup>2</sup></b>
<b>rozmery</b>	<b>280 × 125 × 135 mm</b>
<b>hmotnosť</b>	<b>800 g</b>

Tabuľka č. 5 -Základné technické parametre prístroja CoMo-170 NUVIATECH

### 7.2.2 Prenosné meradlo príkonu dávkového ekvivalentu FH 40 G-L 10

FH 40 G-L 10 je prenosný prístroj určený na meranie príkonu priestorového dávkového ekvivalentu gama žiarenia.

Základné technické parametre meradla FH 40 G-L 10

<b>merací rozsah</b>	<b>1E-7 – 1 Sv/h / 1E-8 – 1 Sv/h / 1E-8 – 1E-1 Sv/h</b>
<b>energetický rozsah</b>	<b>0,036 – 1,3 MeV / 0,033 – 3 MeV / 0,033 – 3 MeV</b>
<b>prevádzková teplota</b>	<b>- 30 až + 55 °C</b>

<b>Relatívna vlhkosť vzduchu</b>	<b>10 až 95 %</b>
<b>rozmery</b>	<b>195 × 73 × 42 mm</b>
<b>hmotnosť</b>	<b>410 g</b>

*Tabuľka č. 6 -Základné technické parametre meradla FH 40 G-L 10*

### 7.2.3 Monte Carlo

Metóda Monte Carlo je trieda algoritmov na simuláciu systémov, používajúce náhodné alebo pseudonáhodné čísla. Monte Carlo je využívané na výpočet integrálov, najmä viacrozmerných, kde bežné metódy nie sú efektívne.

Techniku pôvodne vyvinul Stanislaw Ulam, matematik, ktorý pracoval na projekte Manhattan. Svoj nápad zdieľal s Johnom Von Neumannom, kolegom z projektu Manhattan, a obaja spolupracovali na zdokonaľovaní simulácie Monte Carlo.

Metóda Monte Carlo má široké využitie:

- simulácie experimentov
- počítanie integrálov
- riešenie diferenciálnych rovníc
- simulácie finančného trhu
- simulácie dopravného prúdu
- environmentálne vedy
- fyzika častíc
- kvantová teória poľa
- astrofyzika
- molekulárne modelovanie

- polovodičové zariadenia
- problémy s optimalizáciou

Základná myšlienka metódy je veľmi jednoduchá, chceme určiť strednú hodnotu veličiny, ktorá je výsledkom náhodného deja. Vytvorí sa počítačový model tohto deja a po prebehnutí dostatočného množstva simulácií sa môžu dáta spracovať klasickými štatistickými metódami, napríklad určiť priemer a smerodajnú odchýlku.

Rozlišujú sa dva varianty metódy Monte Carlo:

- analógový
- neanalógový model

### **Analógový model**

Musíme vedieť modelovať celú situáciu na počítači, to znamená napríklad poznať všetky pravdepodobnostné rozloženia skúmaných javov a fyzikálne zákonitosti, ktorými sa riadia. Prevedením tejto simulácie získame výsledok, realizáciu akejkoľvek náhodnej veličiny.

### **Neanalógový model**

Tak sa nazýva prípad, keď pri výpočte nepoužívame model reálneho deja. Napríklad výpočet určitého integrálu, prípadne obsahu ohraničeného útvaru.

Hlavnou výhodou integrácie touto metódou je jej jednoduchosť. Nevýhodou je, že presnosť výpočtu je veľmi malá, obzvlášť ak má integrovaná funkcia úzke maximum.

### **Stochastická simulácia**

Stochastická simulácia je simulácia, ktorá pracuje s veličinami u ktorých sa predpokladajú zmeny nastávajúce s určitou pravdepodobnosťou. Stochastická simulácia je nástroj, ktorý umožňuje Monte Carlo analýzu priestorovo rozdelených vstupných premenných. Stochastický znamená byť premenlivý, alebo obsahujúci náhodnú premennú.

Tieto náhodné premenné môžu byť:

- Diskrétné - označujúce prítomnosť alebo neprítomnosť postavy
- Kontinuálne - ako sú hodnoty pórovitosti alebo priepustnosti

- Náhodné množiny, ako sú elipsy s daným rozložením veľkosti a pomeru strán alebo tvary nakreslené náhodne z frekvenčnej tabuľky zaznamenaných tvarov

Množina náhodných premenných môže byť ľubovoľná kombinácia týchto typov. Niektoré náhodné premenné môžu byť funkciami geografických súradníc.

Výsledky musia overiť ľubovoľný počet alebo všetky z nasledujúcich typických podmienok:

- Všetky výsledky sú rovnako pravdepodobné, čo však neznamená, že sú všetky podobné. Najmä jedna realizácia môže byť podobná niektorým a predsa odlišná od iných. celkom
- Histogram simulovaných hodnôt ktoréhokoľvek atribútu primerane reprodukuje funkciu hustoty pravdepodobnosti zodpovedajúceho modelu náhodných premenných.
- Charakteristiky závislosti medzi akýmikoľvek dvoma náhodnými premennými sú reprodukované zodpovedajúcimi realizáciami. Tieto dve náhodné premenné sa môžu vzťahovať k rovnakému atribútu na dvoch rôznych miestach v priestore alebo k dvom rôznym atribútom buď na rovnakom mieste, alebo na dvoch rôznych miestach.
- Všetky výsledky rešpektujú hodnoty vzorových údajov. V priestorovom kontexte, kde sa všetky náhodné premenné týkajú rovnakého atribútu na rôznych miestach, sa rovná rešpektovaniu hodnôt vzorky na ich miestach. Táto podmienka je tiež známa ako podmienka presnosti a zodpovedajúce realizácie sa označujú ako podmienené hodnotami údajov

Stochastická simulácia je založená na samostatne sa opakujúcich fraktálových modeloch. Takéto modely zodpovedajú vzorcom priestorovej variability, ktoré sa opakujú bez ohľadu na použitú stupnicu vzdialenosti. Súčasná schopnosť generovať veľké množstvo veľmi veľkých stochastických simulácií veľmi rýchlo ďaleko prevyšuje schopnosť pozrieť sa na zodpovedajúce (stochastické) obrázky a schopnosť spracovať ich pomocou realistických simulátorov prúdenia. Prekážkou pre systematické využívanie prístupu Monte Carlo už nie je stochastická simulácia, ale skôr počítačová grafika a simulátory prúdenia, ktoré sú momentálne príliš pomalé.

### 7.3 Charakteristika nukleárnej medicíny

Nukleárna medicína je samostatný medicínsky odbor, ktorý využíva na diagnostiku a liečbu rádiofarmaká vo forme otvorených žiaričov emitujúcich ionizujúce žiarenie. Diagnostika v nukleárnej medicíne je realizovaná s využitím rádiofarmák (farmaceutické preparáty sú značené vhodným rádionuklidom), pričom rádiofarmakum je orgánovo aj funkčne špecifické. Aplikácia rádiofarmaka do organizmu je najčastejšie intravenózne, ďalej inhalačne, subkutánne, intradermálne, submukózne. Distribúcia rádiofarmaka v organizme je výsledkom jeho biologických, chemických a fyzikálnych vlastností. Diagnostickými metódami v nukleárnej medicíne sa posudzuje funkcia orgánu alebo orgánového systému, získava sa obraz patologických ložísk, vyhodnocuje sa priebeh metabolického deja na základe distribúcie podaného rádiofarmaka v organizme. (Ján Lepej 2018)

#### 7.3.1 Charakteristika používaných žiaričov na pracovisku nukleárnej medicíny

##### 7.3.1.1 Charakteristika otvorených žiaričov

Otvorený rádioaktívny žiarič je rádioaktívny žiarič, ktorý nespĺňa podmienky uzavretého rádioaktívneho žiariča. Ich hlavnou nevýhodou je, že môžu kontaminovať vonkajšie prostredie.

Zoznam a charakteristika zdrojov ionizujúceho žiarenia na pracovisku nukleárnej medicíny uvádza tabuľka č.

<i><b>Rádionuklid</b></i>	<i><b>Doba polpremeny</b></i>	<i><b>Využívaná energia žiarenia (keV)</b></i>	<i><b>Fyzikálne vlastnosti, dodaná forma</b></i>
$^{18}\text{F}$	110 min.	511keV	Injekčný roztok

Tabuľka č. 7 - Zoznam a charakteristika zdrojov ionizujúceho žiarenia na pracovisku nukleárnej medicíny

**Fluór  $^{18}\text{F}$**  sa rozpadá na stabilný kyslík ( $^{18}\text{O}$ ) s dobou polpremeny 110 minút emitovaním pozitronov s maximálnou energiou 634 keV s následnou anihiláciou s emisiou fotónov s energiou 511 keV.



### **7.3.1.2 Uzavreté rádioaktívne žiariče**

Uzavretý rádioaktívny žiarič je rádioaktívny žiarič ktorého konštrukcia zabezpečuje tesnosť, ktorá pri bežnom použití vylučuje únik rádioaktívnych látok zo zdroja ionizujúceho žiarenia.

Uzavreté rádioaktívne žiariče sú na oddelení nukleárnej medicíny používané na kalibráciu alebo funkčnú kontrolu prístrojov.

Obstaranie nového uzavretého rádioaktívneho žiariča musí byť vopred odsúhlasené aj odborným zástupcom pre radiačnú ochranu, a to aj v tom prípade, ak uzavretý rádioaktívny žiarič je integrálnou súčasťou obstarávaného prístroja.

Už v procese obstarávania musí byť odborným zástupcom pre radiačnú ochranu stanovená osoba, ktorá bude zodpovedná za zaobchádzanie s uzavretým rádioaktívnym žiaričom v zmysle podmienok stanovených zákonom č. 87/2018 Z. z. o radiačnej ochrane.

#### **Povinnosťou osoby zodpovednej za uzavretý rádioaktívny žiarič je:**

Viesť záznamy o každom uzavretom žiariči, za ktorého prevádzku zodpovedá.

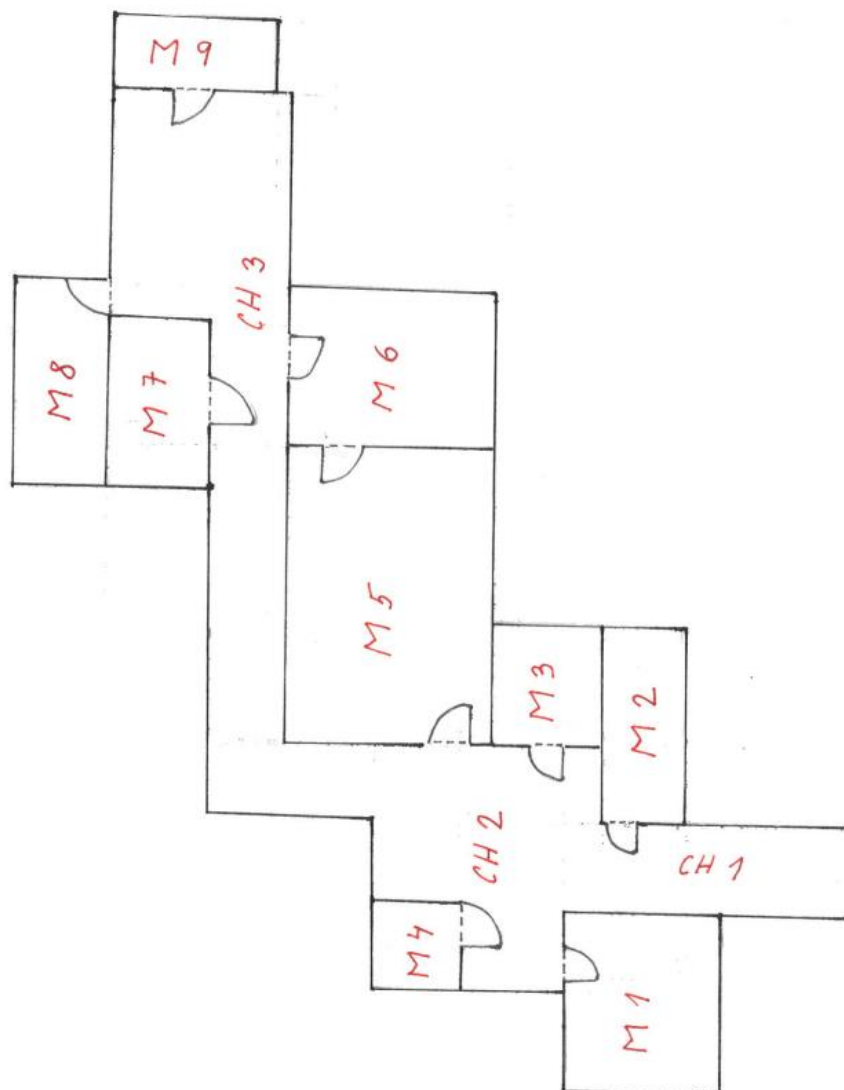
V spolupráci s úsekom radiačnej ochrany zabezpečovať pravidelné skúšky dlhodobej stability a skúšky prevádzkovej stálosti uzavretého žiariča podľa § 85 a podľa prílohy č. 9 zákona č. 87/2018 Z. z. o radiačnej ochrane.

Overovať najmenej dvakrát ročne, či uzavretý žiarič alebo zariadenie obsahujúce uzavretý žiarič nie je poškodené a nachádza sa na určenom mieste.

Dbáť o bezpečnosť uzavretého žiariča, zabezpečovať ho proti odcudzeniu a neoprávnenej manipulácii.

Vypracovať pracovný postup a návod na bezpečné používanie uzavretého žiariča a stacionárneho zariadenia alebo mobilného zariadenia, ktoré obsahuje uzavretý žiarič.

### **7.3.2 Miestnosti na pracovisku nukleárnej medicíny s tieniacimi vrstvami v stenách**



Obrázok č. 8 - Pracovisko nukleárnej medicíny.

### Miestnosti na pracovisku

M1- PET/CT čakáreň

M2- ambulancia

M3-Technická miestnosť PET/CT

M4- WC

M5- vyšetrovňa PET/CT

M6- miestnosť ovládača PET/CT

M7- aplikačný box

M8- sklad

M9- aplikačný box

CH1- chodba

CH2- chodba

CH3- chodba

### **7.3.2.1 Pracovisko č.1- postavené s ohľadom na žiarenie z CT prístrojov**

#### **PET/CT čakáreň M1-**

stena 50SDK 1mm Pb

#### **Ambulancia M2-**

stena 50SDK

#### **Technická miestnosť PET/CT M3-**

stena susediaca s miestnosťou M2(ambulancia) stena 50SDK

stena susediaca s miestnosťou M5(vyšetrovňa PET/CT) 50SDK 2.5mm Pb

#### **WC M4-**

stena 50SDK

#### **Vyšetrovňa PET/CT M5-**

stena susediaca s miestnosťou M3(Technická miestnosť PET/CT)- 50SDK 2.5mm Pb

stena susediaca s miestnosťou CH2(chodba)- 50SDK 2mm Pb

dvere susediace s miestnosťou CH2(chodba)- 2mm Pb

stena susediaca s miestnosťou CH3(chodba)- 50SDK 2mm Pb

stena susediaca s miestnosťou M6(miestnosť ovládača PET/CT)- 6.7mm Pb

dvere susediace s miestnosťou M6(miestnosť ovládača PET/CT )- 6.7mm Pb

#### **Miestnosť ovládača PET/CT M6-**

stena susediaca s miestnosťou M5(vyšetrovňa PET/CT)- 6.7mm Pb

dvere susediace s miestnosťou M5(vyšetrovňa PET/CT)- 6.7mm Pb

stena susediaca s miestnosťou CH3(chodba)- 50SDK

#### **Aplikačný box M7-**

stena susediaca s miestnosťou CH3(chodba)- 50SDK

stena susediaca s miestnosťou M8(sklad)- 50SDK 1mm Pb

susediaca stena s exteriérom 150beton

#### **Sklad M8-**

stena susediaca s miestnosťou M7(aplikačný box)- 50SDK 1mm Pb

stena smerom k miestnosti M9(aplikačný box)- 50SDK

susediaca stena s exteriérom 150beton

#### **Aplikačný box M9-**

stena 50SDK

### **7.3.2.2 Pracovisko č.2- postavené s ohľadom na žiarenie z rádiofarmák (pracovisko po dotienení)**

#### **PET/CT čakáreň M1-**

stena 200FeBeton, 50SDK 1mm Pb

dvere 8mm Pb

### **Ambulancia M2-**

stena 50SDK

### **Technická miestnosť PET/CT M3-**

stena susediaca s miestnosťou M2(ambulancia)- 50SDK

stena susediaca s miestnosťou M5(vyšetrovňa PET/CT)- 50SDK 2.5mm Pb

### **WC M4-**

stena 50SDK

### **Vyšetrovňa PET/CT M5-**

stena susediaca s miestnosťou M3(technická miestnosť PET/CT)- 50SDK 2.5mm Pb

stena susediaca s miestnosťou CH2(chodba)- 50SDK 2mm Pb

dvere susediace s miestnosťou CH2(chodba)- 2mm Pb

stena susediaca s miestnosťou CH3(chodba)- 200FeBeton, 50SDK 2mm Pb

stena susediaca s miestnosťou M6(miestnosť ovládača PET/CT)- 6.7mm Pb

dvere susediace s miestnosťou M6(miestnosť ovládača PET/CT )- 6.7mm Pb

### **Miestnosť ovládača PET/CT M6-**

stena susediaca s miestnosťou M5(vyšetrovňa PET/CT)- 6.7mm Pb

dvere susediace s miestnosťou M5(vyšetrovňa PET/CT)- 6.7mm Pb

stena susediaca s miestnosťou CH3(chodba)- 50SDK

### **Aplikačný box M7-**

stena susediaca s miestnosťou CH3(chodba)- 200FeBeton

dvere 8mm Pb

stena susediaca s miestnosťou M8(sklad)- 100FeBeton, 50SDK 1mm Pb

susediaca stena s exteriérom 150beton

### **Sklad M8-**

stena susediaca s miestnosťou M7(aplikačný box)- 100FeBeton, 50SDK 1mm Pb

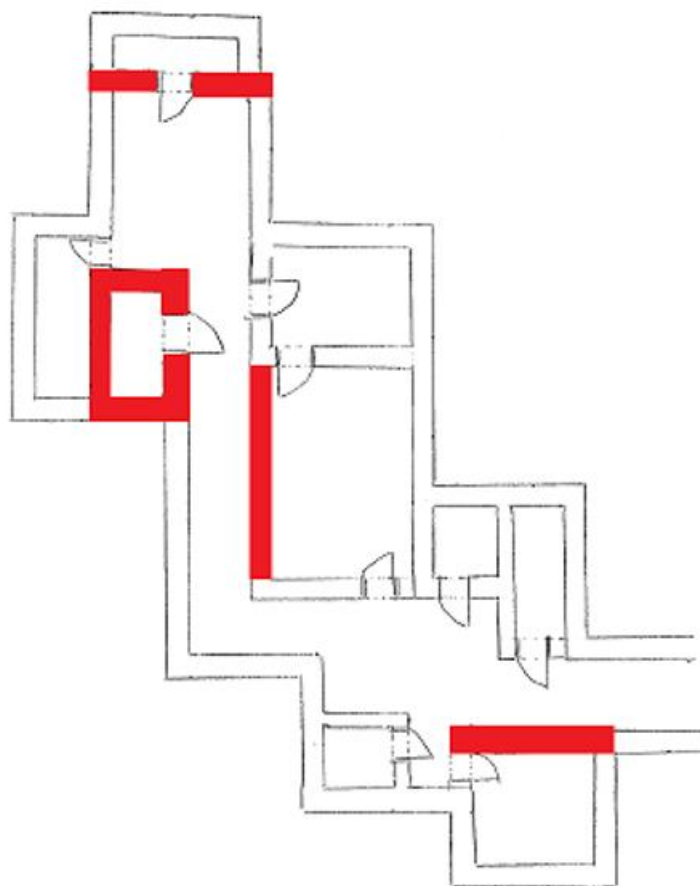
stena smerom k miestnosti M9(aplikačný box)- 50SDK

susediaca stena s exteriérom 150beton

### **Aplikačný box M9-**

stena 200FeBeton

dvere 8mm Pb



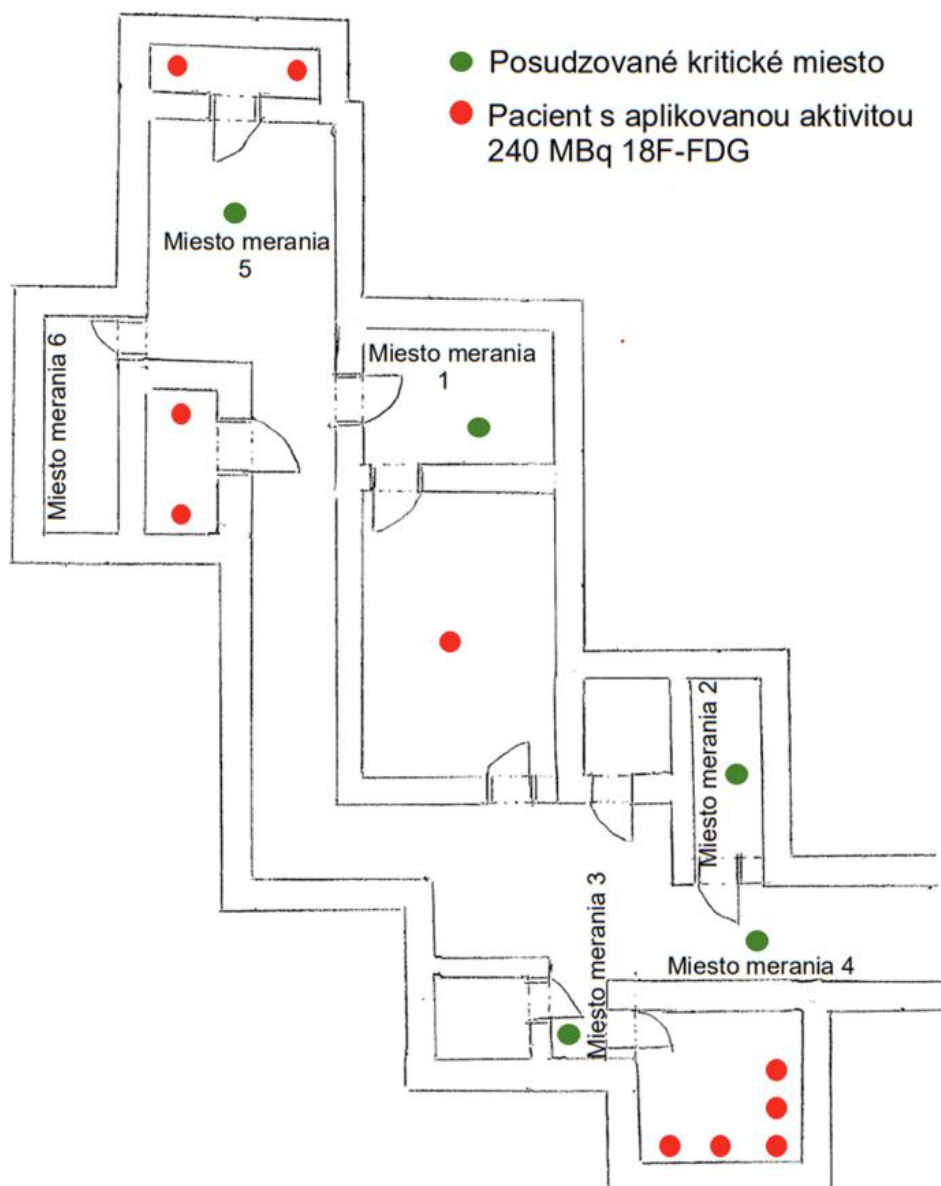
*Obrázok č. 9- Dotienené steny na pracovisku nukleárnej medicíny*

#### **7.4 Výpočet vplyvu dotienenia priestorov oddelenia nukleárnej medicíny tieniacimi vrstvami FeBetonu**

Navrhované zmeny prispievajú k zníženiu radiačnej záťaže pracovníkov oddelenia nukleárnej medicíny v miestach ich trvalej prítomnosti počas vyšetrovania pacientov.

Úroveň vplyvu vykonaných zmien na zvýšenie radiačnej ochrany po ich realizácii dokumentujeme v tabuľkách výpočtov hodnôt príkonu priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  a ročnej kumulovanej efektívnej dávky pre vybrané kritické miesta pracoviska oddelenia nukleárnej medicíny.

Posudzované kritické miesta (celkom 6) na pracovisku nukleárnej medicíny, na ktorých boli vykonávané merania:



Obrázok  
č. 10- Posudzované kritické miesta (celkom 6) na pracovisku nukleárnej medicíny, na ktorých boli vykonávané merania.

**Posudzované kritické miesta:**

1. Miestnosť ovládača PET/CT M6
2. Ambulancia M2
3. Chodba CH2 pred WC M4
4. Chodba CH1 vedľa čakárne pacientov PET/CT M1
5. Chodba CH3 medzi aplikačnými boxami PET/CT



## 6. Sklad M8

Pred vyšetrením na PET/CT je pacientovi aplikovaná aktivita rádiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -FDG v množstve 3 MBq/kg telesnej hmotnosti, t.j. 80 kg pacientovi sa aplikuje 240 MBq rádiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -FDG.

Aktivita 240 MBq rádionuklidu F-18 je pritom vo výpočte uvažovaná ako netienený bodový zdroj fotónového žiarenia. Tento predpoklad je z hľadiska intenzity zdroja (pacienta po aplikácii) silne konzervatívny. Telo pacienta absorbuje približne 36 percent hodnoty dávky fotónového žiarenia 511 keV, takže aktivita 240 MBq netieneného zdroja zodpovedá asi 370 MBq pacientovi aplikovaného rádiofarmaka. Pacient sa pritom pohybuje v priestoroch oddelenia nukleárnej medicíny po dobu niekoľkých hodín. Za prvé dve hodiny poklesne aplikovaná aktivita na polovicu v dôsledku fyzikálneho rozpadu, cca. 20 % aktivity sa vylúči močom. Celkovo preto 240 MBq netienený zdroj F-18 zodpovedá pacientovi na začiatku vyšetrenia podanej aktivite cca. 500 MBq.

Pri výpočtoch bolo vychádzané z nasledovných predpokladov:

- na oddelení NM je prítomných 10 pacientov s aplikovaným rádiofarmakom označeným rádionuklidom F-18
- každému pacientovi bola aplikovaná aktivita 240 MBq
- rozmiestnenie pacientov je nasledovné:
  - 5 pacientov sa nachádza v čakárni PET
  - 2 pacienti sa nachádzajú v každej z dvoch aplikačných miestností PET
  - 1 pacient sa nachádza na lôžku PET/CT kamery
- doba prítomnosti pacientov je 5 hodín denne, 1200 hodín ročne

Možný výskyt rádionuklidov v priestoroch kontrolovaného pásma oddelenia nukleárnej medicíny sú definované v Tabuľke č. 8

Miestnosti v kontrolovanom pásme	Činnosť vykonávaná v miestnosti	Používané rádionuklidy
chodba CH1, CH2, CH3	Pohyb pacientov a personálu	$^{18}\text{F}$
Ambulancia M2	Príjem pacienta, rozhovor a kanylácia	

<b>Miestnosti v kontrolovanom pásme</b>	<b>Činnosť vykonávaná v miestnosti</b>	<b>Používané rádionuklidy</b>
<b>sklad M8</b>	uložený materiál	
<b>čakáreň PET/CT M1</b>	Čakáreň pacientov	$^{18}\text{F}$
<b>WC pre pacientov PET/CT M4</b>	Toaleta pre pacientov	$^{18}\text{F}$
<b>vyšetrovňa PET/CT M5</b>	Prebieha vyšetrenie pacientov	$^{18}\text{F}$
<b>miestnosť ovládača PET/CT M6</b>	Práca rádiologických technikov pri konzole	
<b>technická miestnosť M3</b>		
<b>aplikačné boxy PET/CT M7, M9</b>	Aplikácia rádiofarmaka	$^{18}\text{F}$

*Tabuľka č. 8 -Možný výskyt rádionuklidov v priestoroch kontrolovaného pásma oddelenia nukleárnej medicíny*

V mieste ovládačov predpokladáme pobytový faktor personálu 1, na chodbách a v čistiacej miestnosti pobytový faktor 0,1.

Účinok tieniacich vrstiev na zoslabenie radiačných polí gama žiarenia s pôvodnou energiou emitovaných fotónov 511 keV bol hodnotený stochastickým výpočtom metódou Monte Carlo. Hmotnostné zastúpenie prvkov a merné hmotnosti posudzovaných materiálov boli prevzaté z údajov výrobcov, prípadne boli použité štandardné tabuľkové hodnoty (olovo).

Použité boli tieto merné hmotnosti posudzovaných materiálov:

Olovo	11,34 g/cm <sup>3</sup>
Sadrokartón	0,72 g/cm <sup>3</sup>
Betón	2,35 g/cm <sup>3</sup>
Fe betón	3,85 g/cm <sup>3</sup>

Výsledky výpočtov zoslabovacieho účinku v závislosti od použitého stavebného materiálu v hodnotenej veličine priestorový dávkový ekvivalent H\*(10) pre fotóny o pôvodnej energii 511 keV sú zhrnuté v Tabuľke č. 9:

Označenie Tieniacej Vrstvy	popis tieniacej vrstvy	priestorový dávkový ekvivalent H*(10) zazoslabovací vrstvou tienenia, pre 1 koeficient fotón 511 keV [Sv/fotón]	
-	bez tienenia	2,931E-17	1,00000
6,7Pb	6,7 mm olovo	1,152E-17	0,39313
8Pb	8 mm olovo	9,854E-18	0,33618
50SDK	50 mm sadrokartón	2,637E-17	0,89969
50SDK_1Pb	50 mm sadrokartón + 1 mm olovo	2,259E-17	0,77051
50SDK_2Pb	50 mm sadrokartón + 2 mm olovo	1,952E-17	0,66581
100SDK_2,5Pb	100 mm sadrokartón + 2,5 mm olovo	1,589E-17	0,54224
150beton	štandardný betón, 150 mm	6,015E-18	0,20520
100Febeton	magnetitový betón HD400, 100 mm	4,498E-18	0,15345
200Febeton	magnetitový betón HD400, 200 mm	3,819E-19	0,01303

Tabuľka č. 9- Tieniace vrstvy

Tabuľka č. 10 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti ovládača PET/CT M6 pred dotienením.

posudzované kritické miesto 1: <b>miestnosť ovládača PET/CT M6 pred dotienením</b> , pobytový faktor: 1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$
vyšetrovňa PET/CT	240	5,50	6,7Pb	-	-	0,446
čakáreň pacientov PET	1200	15,7	50SDK_1Pb	50SDK_2Pb	6,7Pb	0,140
aplikačný box M7 posteľ 1	240	7,50	50SDK	-	-	0,549
aplikačný box M7 posteľ 2	240	7,20	50SDK	-	-	0,596
aplikačný box M9 posteľ 1	240	10,3	50SDK	50SDK	-	0,262
aplikačný box M9 posteľ 2	240	12,3	50SDK	50SDK	-	0,184
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						2,177
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>2,612</b>

Tabuľka č. 10 – Miestnosť ovládača PET/CT M6 pred dotienením

Tabuľka č. 11 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti ovládača PET/CT M6 po dotienení.

posudzované kritické miesto 1: <b>miestnosť ovládača PET/CT M6 po dotienení</b> , pobytový faktor: 1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	5,50	6,7Pb	-	-	0,446
čakáreň pacientov PET	1200	15,7	200FeBetaon	50SDK_2Pb	6,7Pb	0,002
aplikačný box M7 posteľ 1	240	7,50	200FeBetaon	50SDK	8Pb	0,002
aplikačný box M7 posteľ 2	240	7,20	200FeBetaon	50SDK	8Pb	0,003
aplikačný box M9 posteľ 1	240	10,3	200FeBetaon	50SDK	50SDK	0,003
aplikačný box M9 posteľ 2	240	12,3	8Pb	50SDK	50SDK	0,062
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						0,586
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>0,704</b>

Tabuľka č. 11 - Miestnosť ovládača PET/CT M6 po dotienení

Tabuľka č. 12 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti ambulancia M2 pred dotienením.

posudzované kritické miesto 2: <b>ambulancia M2</b> <u><b>pred dotienením</b></u>						
pobytový faktor: 1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	8,00	50SDK_2,5Pb	50SDK	-	0,291
čakáreň pacientov PET	1200	6,00	50SDK_1Pb	50SDK	-	3,304
aplikačný box M7 posteľ 1	240	15,2	50SDK	50SDK_2Pb	100SDK_2,5Pb	0,048
aplikačný box M7 posteľ 2	240	16,0	50SDK	50SDK_2Pb	100SDK_2,5Pb	0,044
aplikačný box M9 posteľ 1	240	20,6	50SDK	6,7Pb	50SDK	0,026
aplikačný box M9 posteľ 2	240	22,6	50SDK	6,7Pb	50SDK	0,021
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						3,734
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>4,481</b>

Tabuľka č. 12 – Ambulancia M2 pred dotienením

Tabuľka č. 13 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti ambulancia M2 po dotienení.

posudzované kritické miesto 2: <b>ambulancia M2</b>						<b><u>po dotienení</u></b>
pobytový faktor: 1						
<b>miesto zdroja žiarenia</b>	<b>aktivita <math>^{18}\text{F}</math> v MBq</b>	<b>Vzdialenosť v m</b>	<b>1. tieniaca vrstva</b>	<b>2. tieniaca vrstva</b>	<b>3. tieniaca vrstva</b>	<b>príkon dávkového ekvivalentu <math>H^*(10)</math> [<math>\mu\text{Sv/h}</math>]</b>
vyšetrovňa PET/CT	240	8,00	50SDK_2,5Pb	50SDK	-	0,291
čakáreň pacientov PET	1200	6,00	200FeBe ton	50SDK_1Pb	50SDK	0,043
aplikačný box M7 posteľ 1	240	15,2	200FeBe ton	50SDK_2Pb	100SDK_2,5Pb	0,001
aplikačný box M7 posteľ 2	240	16,0	200FeBe ton	50SDK_2Pb	100SDK_2,5Pb	0,001
aplikačný box M9 posteľ 1	240	20,6	200FeBe ton	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,000
aplikačný box M9 posteľ 2	240	22,6	8 Pb	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,006
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						0,492
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>0,591</b>

Tabuľka č. 13 – Ambulancia M2 po dotienení

Tabuľka č. 14 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti chodba CH2 pred dotienením.

posudzované kritické miesto 3: <b>chodba CH2 pred dotienením</b> , pobytový faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	9,30	50SDK_2Pb	-	-	0,264
čakáreň pacientov PET	1200	3,50	50SDK_1Pb	-	-	10,79
aplikačný box M7 posteľ 1	240	16,2	150beton	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	0,022
aplikačný box M7 posteľ 2	240	18,2	50SDK	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	0,041
aplikačný box M9 posteľ 1	240	24,2	50SDK	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,014
aplikačný box M9 posteľ 2	240	25,6	50SDK	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,012
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						11,15
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>1,338</b>

Tabuľka č. 14 – Chodba CH2 pred dotienením



Tabuľka č. 15 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti chodba CH2 po dotienení.

posudzované kritické miesto 3: <b>chodba CH2 po dotienení</b>						pobytový
faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	9,30	50SDK_2Pb	-	-	0,264
čakáreň pacientov PET	1200	3,50	8Pb	-	-	4,709
aplikačný box M7 posteľ 1	240	16,2	150beton	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	0,012
aplikačný box M7 posteľ 2	240	18,2	200FeBeton	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	0,001
aplikačný box M9 posteľ 1	240	24,2	200FeBeton	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,000
aplikačný box M9 posteľ 2	240	25,6	200FeBeton	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,000
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						5,287
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>0,634</b>

Tabuľka č. 15 - Chodba CH2 po dotienení

Tabuľka č. 16 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT pred dotienením.

posudzované kritické miesto 4: <b>chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT pred dotienením</b> ,pobytový faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	9,8	50SDK_2Pb	-	-	0,238
čakáreň pacientov PET	1200	2,4	50SDK_1Pb	-	-	22,96
aplikačný box M7 posteľ 1	240	16,8	50SDK	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	0,049
aplikačný box M7 posteľ 2	240	17,7	50SDK	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	0,044
aplikačný box M9 posteľ 1	240	23,6	50SDK	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,015
aplikačný box M9 posteľ 2	240	25,6	50SDK	6,7Pb	50SDK_2Pb	0,012
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						23,31
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>2,797</b>

Tabuľka č. 16 – Chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT pred dotienením

Tabuľka č. 17 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT po dotienení.

posudzované kritické miesto 4: <b>chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT po dotienení</b> pobytový faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	9,8	50SDK_2Pb	-	-	0,238
čakáreň pacientov PET	1200	2,4	200FeBe ton	50SDK_1 Pb	-	0,299
aplikačný box M7 posteľ 1	240	16,8	150beton	50SDK_2 Pb	50SDK_2 Pb	0,011
aplikačný box M7 posteľ 2	240	17,7	8Pb	200FeBet on	50SDK_2 Pb	0,000
aplikačný box M9 posteľ 1	240	23,6	200FeBe ton	6,7Pb	50SDK_2 Pb	0,000
aplikačný box M9 posteľ 2	240	25,6	200FeBe ton	6,7Pb	50SDK_2 Pb	0,000
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						1,188
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>0,143</b>

Tabuľka č. 17 - Chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT po dotienení

Tabuľka č. 18 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT pred dotienením.

posudzované kritické miesto 5: <b>chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT pred dotienením</b> , pobytový faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	11,8	50SDK_2Pb	-	-	0,164
čakáreň pacientov PET	1200	24,1	50SDK_1Pb	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	0,101
aplikačný box M7 posteľ 1	240	6,8	50SDK	50SDK	-	0,601
aplikačný box M7 posteľ 2	240	4,9	50SDK	-	-	1,286
aplikačný box M9 posteľ 1	240	4,4	50SDK	-	-	1,595
aplikačný box M9 posteľ 2	240	4,4	50SDK	-	-	1,595
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						3,747
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>0,450</b>

Tabuľka č. 18 – Chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT pred dotienením

Tabuľka č. 19 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT po dotienení.

posudzované kritické miesto 5: <b>chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT po dotienení</b> pobytový faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	11,8	200FeBet on	50SDK_2Pb	-	0,002
čakáreň pacientov PET	1200	24,1	200FeBet on	50SDK_2Pb	6,7Pb	0,001
aplikačný box M7 posteľ 1	240	6,8	200FeBet on	50SDK	-	0,009
aplikačný box M7 posteľ 2	240	4,9	200FeBet on	50SDK	-	0,017
aplikačný box M9 posteľ 1	240	4,4	200FeBet on	50SDK	-	0,021
aplikačný box M9 posteľ 2	240	4,4	200FeBet on	50SDK	-	0,021
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						0,207
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>0,025</b>

Tabuľka č. 19 – Chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT po dotienení

Tabuľka č. 20 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti Sklad M8 pred dotienením.

posudzované kritické miesto 6: <b>Sklad M8 pred dotienením</b> , pobyťový faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	9,8	50SDK_2Pb	50SDK	50SDK_1 Pb	0,165
čakáreň pacientov PET	1200	21,7	50SDK_2Pb	50SDK_2Pb	150beton	0,007
aplikačný box M7 posteľ 1	240	2,0	50SDK_1Pb	-	-	6,611
aplikačný box M7 posteľ 2	240	2,0	50SDK_1Pb	-	-	6,611
aplikačný box M9 posteľ 1	240	10,0	50SDK	-	-	0,278
aplikačný box M9 posteľ 2	240	9,4	50SDK	-	-	0,314
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						13,98
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>1,678</b>

Tabuľka č. 20 – Sklad M8 pred dotienením

Tabuľka č. 21 uvádza výsledky merania priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  a ročnú kumulovanú efektívnu dávku pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv v miestnosti Sklad M8 po dotienení.

posudzované kritické miesto 6: <b>Sklad M8</b> <u><b>po dotienení</b></u> pobytový faktor: 0,1						
miesto zdroja žiarenia	aktivita $^{18}\text{F}$ v MBq	Vzdialenosť v m	1. tieniaca vrstva	2. tieniaca vrstva	3. tieniaca vrstva	príkon dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ [ $\mu\text{Sv/h}$ ]
vyšetrovňa PET/CT	240	9,8	50SDK_2Pb	200FeBe ton	200FeBet on	0,000
čakáreň pacientov PET	1200	21,7	8Pb	50SDK_2Pb	150beton	0,017
aplikačný box M7 posteľ 1	240	2,0	100FeB eton	50SDK_1Pb	-	1,014
aplikačný box M7 posteľ 2	240	2,0	100FeB eton	50SDK_1Pb	-	1,014
aplikačný box M9 posteľ 1	240	10,0	200FeB eton	50SDK	-	0,004
aplikačný box M9 posteľ 2	240	9,4	200FeB eton	50SDK	-	0,005
celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu $H^*(10)$ v $\mu\text{Sv/h}$ :						2,207
ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách prítomnosti pacientov ročne v mSv:						<b>0,265</b>

Tabuľka č. 21 – Sklad M8 po dotienení

## **7.5 Výsledok praktickej časti**

V praktickej časti práce boli vytvorené dve identické hypotetické pracoviská nukleárnej medicíny, ktoré sa líšili iba použitými tieniacimi materiálmi v stenách.

### **7.5.1 Pracovisko č. 1 a Pracovisko č.2**

Pracovisko č.1 bolo postavené s ohľadom na žiarenie z CT prístroja. Na pracovisku boli steny postavené zo sadrokartónu, iba steny miestnosti M5 (vyšetrovňa PET/CT) a M1(PET/CT čakáreň) obsahovali olovené tienenie, kvôli ochrane pacientov a zdravotníckych pracovníkov. Pracovisko č.1 nebralo do úvahy skutočnosť, že na pracovisku nukleárnej medicíny je zdrojom žiarenia aj pacient.

Pracovisko č.2 bolo postavené s ohľadom na žiarenie z rádiofarmák, ktoré bolo aplikované pacientom. V tomto modeli boli v miestnostiach M1(PET/CT čakáreň), M5(vyšetrovňa PET/CT, M7(aplikačný box) a M9(aplikačný box) upravené steny. Tieto steny boli vyhotovené zo tehál so špeciálnym magnetitovým betónom(FeBeton), ktoré majú veľmi dobré vlastnosti na tienenie ionizujúceho žiarenia.

### **7.5.2 Meranie dávkového príkonu od pacienta po aplikácii $^{18}\text{F}$ -FDG**

Hodnoty dávkového príkonu od pacienta použité pre obe hypotetické pracoviská pochádzajú z vlastných meraní.

Miera vylučovania rádiofarmák je u každého pacienta individuálna, čomu nasvedčujú aj údaje v tabuľke č.22.



	Hmotnosť	Aktivita F18-FDG v MBq	Dávkový príkon od pacienta po 60 minútach v $\mu\text{Sv/h}$	Čas odchodu z oddelenia od aplikácie	Dávkový príkon pacienta pri odchode v $\mu\text{Sv/h}$	Zníženie dávkového príkonu od pacienta v %
Pacient 1	63	167	8.2	102 min.	5.2	36.6%
Pacient 2	87	233	10	113 min.	7	30%
Pacient 3	75	178	9.5	112 min.	5	47.4%
Pacient 4	90	222	9.6	110 min.	6.2	35.5%
Pacient 5	84	202	9.2	95 min.	6.5	29.4%
Pacient 6	115	235	11.3	102 min.	7.1	37.2%
Pacient 7	52	127	7.1	104 min.	4.2	40.9%
Pacient 8	100	230	12.2	104 min.	7.7	36.9%
Pacient 9	60	135	6.8	108 min.	3.9	42.7%
Pacient 10	85	208	10.8	84 min.	6.8	37.1%
Pacient 11	46	106	6.3	88 min.	3.8	39.7%
Pacient 12	49	132	7.3	112 min.	4.2	42.5%
Pacient 13	93	231	11.6	120 min.	6.9	40.6%
Pacient 14	86	211	11.2	87 min.	6.8	39.3%
Pacient 15	92	243	13.5	72 min.	9.1	32.6%
Pacient 16	64	130	7.1	98 min.	4.8	32.4%
Pacient 17	100	203	11.2	137 min.	5.1	54.5%
Pacient 18	85	220	10.3	90 min.	6.1	40.8%
Pacient 19	76	151	8.5	89 min.	5.4	36.5%
Pacient 20	58	124	9.5	94 min.	5.2	45.3%
Pacient 21	79	160	9.2	113 min.	4.8	47.9%
<b>Priemer</b>	<b>78</b>	<b>183.2</b>	<b>9.5</b>	<b>101.,6</b>	<b>5.8</b>	<b>40.18</b>
<b>Medián</b>	<b>84</b>	<b>202</b>	<b>9.5</b>	<b>102</b>	<b>5.4</b>	<b>39.7</b>
<b>Smerodajná odchýlka</b>	<b>18.5</b>	<b>44.98</b>	<b>1.94</b>	<b>14.46</b>	<b>1.38</b>	<b>7.52</b>

Tabuľka č. 22– Dávkový príkon pacienta po aplikácii rádiofarmák

Merania boli uskutočnené pomocou prenosného meradla príkonu dávkového ekvivalentu FH 40 G-L 10. Každého pacienta sme merali z 1 metra vzdialenosti, 60 minút po aplikácii

rádiofarmaka, a pred odchodom z oddelenia. Všetkým pacientom bolo aplikované rádiofarmakum F18 - FDG, ktorý má dobu pol premeny 110minút. Pacienti po aplikácii čakali hodinu v aplikačných boxoch, a pred vyšetrením boli všetci poslaní na záchod. F18-FDG sa z fyziologických okolností vylučuje hlavne močom, preto v rámci zníženia radiačného zaťaženia pacienta ako aj prevencia pred vznikom artefaktov pri snímaní, je potrebné aby bol močový mechúr vyprázdnený.

Z nameraných hodnôt je zjavné, že aplikovaná aktivita bola v priemere 183,2 MBq F18-FDG. Dávkový príkon od pacienta po 60 minútach aplikácie bol v priemere 9,5  $\mu\text{Sv/h}$  a dávkový príkon od pacienta opúšťajúceho pracovisko nukleárnej medicíny 101,6 min. Čo predstavuje priemerné zníženie dávkového príkonu od pacienta pri odchode z oddelenia o 40.18 % než pri meraní po 60 minútach po aplikácii.

Obrázok č.11 uvádza spôsob merania dávkového príkonu od pacienta po aplikácii 18F-FDG. Merajúci nepoužíva tieniacu vestu z dôvodu energie použitého rádionuklidu.



Obrázok č. 11- Meranie meradlom príkonu dávkového ekvivalentu FH 40 G-L 10

### 7.5.3 Vplyv dotienenia priestorov oddelenia nukleárnej medicíny tieniacimi vrstvami FeBetonu

Porovnanie celkového príkonu priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  pred a po dotienení hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny ako uvádza Tabuľka č. 23:

Posudzované kritické miesto	Pred dotienením	Po dotienení	Zníženie v %
miestnosť ovládača PET/CT M6	2,177	0,586	73,1%
ambulancia M2	3,734	0,492	86,9%
chodba CH2	11,15	5,287	52,6%
chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT	23,31	1,188	95%
chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT	3,747	0,207	94,5%
sklad M8	13,98	2,207	84,3%
<b>Priemer</b>	<b>9,68</b>	<b>1,66</b>	<b>81,07</b>
<b>Median</b>	<b>7,44</b>	<b>0,88</b>	<b>85,6</b>
<b>Smerodajná odchýlka</b>	<b>8,16</b>	<b>1,91</b>	<b>16,08</b>

Tabuľka č. 23 – celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$

Porovnanie ročnej kumulovanej efektívnej dávky pracovníka pri 1200 hodinách v prítomnosti pacientov na pracovisku ročne v mSv pred a po dotínení hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny ako uvádza Tabuľka č.:24:

<b>Posudzované kritické miesto</b>	<b>Pred dotínením</b>	<b>Po dotínení</b>	<b>Zníženie v %</b>
miestnosť ovládača PET/CT M6	<b>2,612</b>	<b>0,704</b>	<b>73,1%</b>
ambulancia M2	<b>4,481</b>	<b>0,591</b>	<b>86,9%</b>
chodba CH2	<b>1,338</b>	<b>0,634</b>	<b>52,7%</b>
chodba CH1 pred čakárne pacientov PET/CT	<b>2,797</b>	<b>0,143</b>	<b>94,9%</b>
chodba CH3 pred aplikačnými boxami PET/CT	<b>0,450</b>	<b>0,025</b>	<b>94,5%</b>
sklad M8	<b>1,678</b>	<b>0,265</b>	<b>84,3%</b>
<b>Priemer</b>	<b>2,23</b>	<b>0,39</b>	<b>81,07</b>
<b>Median</b>	<b>2,145</b>	<b>0,428</b>	<b>85,6</b>
<b>Smerodajná odchýlka</b>	<b>1,4</b>	<b>0,285</b>	<b>16,02</b>

*Tabuľka č. 24 - kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách v prítomnosti pacientov na pracovisku ročne v mSv:*

## 8 Diskusia a záver

Ionizujúce žiarenie je súčasťou každodenného života ľudí na svete aj keď si to ani neuvedomujeme. Ionizujúce žiarenie delíme na dve hlavné zdroje: prírodný a umelý. K prírodným zdrojom patrí kozmické žiarenie, terestriálne a radón. Najvýznamnejšie umelé zdroje sú: rádioaktívny spád zo stratosféry, rádioaktívne látky uvoľňované do životného prostredia, rôzne zdroje žiarenia v hospodárstve a žiarenie používané v medicíne. Využívanie lekárskeho ožiarovania stúpa každým rokom, kvôli rozširovaniu využitia žiarenia na diagnostické a terapeutické účely. Optimalizácia radiačnej ochrany je veľmi dôležitá na pracovisku so zdrojmi ionizujúceho žiarenia. Je potrebné chrániť zdravotnícky personál a aj pacienta od zbytočnej radiačnej záťaže.

Pracovisko nukleárnej medicíny je špecifické tým, že zdrojom žiarenia nie je iba diagnostický prístroj ale aj samotný pacient. Na pracovisku nukleárnej medicíny sú využívané aj otvorené žiariče. Otvorené žiariče sú rádioaktívne látky, ktoré sú aplikované pacientom.

Na porovnanie sme vytvorili v praktickej časti dve pracoviská, ktoré sa líšia tieniacimi materiálmi. Prvé pracovisko bolo vytvorené s ohľadom na žiarenie z diagnostických prístrojov. Druhé pracovisko bolo vytvorené aj s ohľadom na žiarenia z pacienta.

Na konci praktickej časti sme tieto dve pracoviská porovnali s ohľadom na tieniacich schopnosti rôznych použitých materiálov a vyhodnotili ich účinnosť. Výsledkom výpočtov bolo, že prvé pracovisko berúce do úvahy len žiarenie z diagnostických prístrojov, nevyhovuje podmienkam radiačnej ochrany na pracovisku nukleárnej medicíny.

Celkový príkon priestorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  v  $\mu\text{Sv/h}$  pred dotienením hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny bol v priemere  $9,68 \mu\text{Sv/h}$ , po dotienení  $1,66 \mu\text{Sv/h}$ , čo predstavuje zníženie celkového príkonu priestorového dávkového ekvivalentu 81,07%.

Ročná kumulovaná efektívna dávka pracovníka pri 1200 hodinách v prítomnosti pacientov na pracovisku nukleárnej medicíny ročne pred dotienením hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny bola v priemere 2,23 mSv, po dotienení 0,39 mSv, čo predstavuje 81,07% zníženie ročnej kumulovanej efektívnej dávky.

## **Záver**

V našej práci sme chceli poukázať na dôležitosť radiačnej ochrany, lebo nie je jedno v akých podmienkach pracujú zdravotnícki pracovníci a v akých podmienkach sa nachádzajú vyšetrovaní pacienti. Zdravie je to najdôležitejšie čo máme a preto ho treba chrániť.

Tieniace materiály použité v rámci stavebného riešenia pracoviska nukleárnej medicíny majú zásadný dopad na optimalizáciu radiačnej ochrany na danom pracovisku a ich výber musí byť zohľadnený pri plánovaní takéhoto pracoviska.

Simulácia dávkového príkonu v jednotlivých miestnostiach hypotetického pracoviska nukleárnej medicíny v závislosti od použitých stavebných materiálov s použitím výsledkov meraní získaných z reálnej praxe sa javí byť nápomocná pri plánovaní pracovísk tohto typu.

.

## **Zoznam použitej literatúry**

doc. MUDr. Ján Lepej, CSc., prof. MUDr. Anton Lacko, CSc. vydanie: Košice 2018  
Nukleárna medicína I. ISBN 978-80-8143-222-4

Gebeová Klára, Burganová Andrea, vydanie: Bratislava 2019, Radiačná ochrana a  
rádiobiológia pre nelekárske zdravotnícke odbory, ISBN 978-80-89702-69-5, EAN  
9788089702695

DARMOVÁ, Vilibalda. Ionizujúce a neionizujúce žiarenie. Brno: Tribun EU, 2009. ISBN  
9788073998141

KLENER, V. 2000. Princípy a praxe radiační ochrany. Azin CZ, Praha, 2000. ISBN 80-238-  
3703-6.

Mirjana Čujić, Ljiljana Janković Mandić, Jelena Petrović, Ranko Dragović, Milan  
Đorđević, Mrđan Đokić, Snežana Dragović 2021, Radon-222: environmental behavior and  
impact to (human and non-human) biota, PMID: 31955264 , DOI: 10.1007/s00484-020-  
01860-w

C Bowie, S H Bowie, 1991 Radon and health, PMID: 1671435 , DOI: 10.1016/0140-  
6736(91)91177-v

Roald S Schnerr, Anouk N de Jong, Guillaume Landry, Cécile R L P N Jeukens, Roel  
Wierds, 2017, Monte Carlo simulations of ceiling scatter in nuclear medicine:  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$   
and  $^{18}\text{F}$ , PMID: 28097674 , DOI: 10.1002/mp.12113

Muhammad Syahir Sarkawi, Muhammad Rawi Mohamed Zain, Mohamad Hairie  
Rabir, Faridah Mohamad Idris and Jasman Zainal 2018· Radiation shielding properties of  
ferro-boron concrete, DOI 10.1088/1757-899X/298/1/012037

Muhd Afiq Hizami Abdullah, Raizal Saifulnaz Muhammad Rashid, Mugahed  
Amran, Farzad Hejazii, N. M. Azreen, Roman Fediuk, Yen Lei Voo, Nikolai Ivanovich  
Vatin, and Mohd Idzat Idris, 2022, Recent Trends in Advanced Radiation Shielding Concrete  
for Construction of Facilities: Materials and Properties doi: 10.3390/polym14142830 ,  
PMCID: PMC9316934 , PMID: 35890605

Muh. Syahrial Gharissah, Ardiansyah Ardiansyah, Sitti Rahmah Pauziah, Nurul Awaliyah  
Muhammad, Roni Rahmat, Heryanto Heryanto, Dahlang Tahir, 2022, Composites





Limity ožiarenia (§ 15, Zákon č. 87/2018 Z. z. o radiačnej ochrane) : [Limity ožiarenia \(§ 15, Zákon č. 87/2018 Z. z. o radiačnej ochrane\)](#) | Lewik

[Chromosomal Aberration - an overview | ScienceDirect Topics](#)

[Chromosomal Aberration: Definition, Types and Examples|READBIOLOGY](#)

[Chromosomal Aberrations: What Are They, Causes, and More | Osmosis](#)

<https://www.epa.gov/radon/what-epas-action-level-radon-and-what-does-it-mean>

<https://en.wikipedia.org/wiki/Radon>

<https://www.investopedia.com/terms/m/montecarlosimulation.asp>

<https://www.ujd.gov.sk/jadrový-program/zakladne-udaje-o-radioaktivite/>

[https://www.wikiskripta.eu/w/%C3%9A%C4%8Dinky\\_ionizuj%C3%ADc%C3%ADho\\_z%C3%A1%C5%99en%C3%ADhttp://www.sukupova.cz/deterministicke-a-stochasticke-ucinky-ozareni/](https://www.wikiskripta.eu/w/%C3%9A%C4%8Dinky_ionizuj%C3%ADc%C3%ADho_z%C3%A1%C5%99en%C3%ADhttp://www.sukupova.cz/deterministicke-a-stochasticke-ucinky-ozareni/)

<https://biologydictionary.net/ionizing-radiation/>

[https://sk.wikipedia.org/wiki/Ionizuj%C3%BAce\\_%C5%BEiarenie](https://sk.wikipedia.org/wiki/Ionizuj%C3%BAce_%C5%BEiarenie)

<https://www.ujd.gov.sk/jadrový-program/zakladne-udaje-o-radioaktivite/>

[https://energy.ec.europa.eu/system/files/2015-01/RP180\\_0.pdf](https://energy.ec.europa.eu/system/files/2015-01/RP180_0.pdf)

[010 Biologické hladiska RO.pps \(live.com\)](#)

[Deterministické a stochastické účinky ozáření - Lucie Sůkupová \(sukupova.cz\)](#)

[Limity ožiarenia \(§ 15, Zákon č. 87/2018 Z. z. o radiačnej ochrane\)](#) | Lewik

[Limity ožiarenia - Portál úradov - Liferay \(uvzsr.sk\)](#)

[101/2018 Z.z. - Vyhláška Ministerstva zdravotníctva... - SLOV-LEX](#)

[Monte Carlo and stochastic simulation methods - AAPG Wiki](#)