

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2020

**VÍT
LAJNER**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Radiofarmaka pro diagnostiku v nukleární medicíně

Radiopharmaceuticals for diagnostics in nuclear medicine

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA

Vít Lajner

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Lajner** Jméno: **Vít** Osobní číslo: **433997**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Radiofarmaka pro diagnostiku v nukleární medicíně

Název bakalářské práce anglicky:

Radiopharmaceuticals for Diagnostics in Nuclear Medicine

Pokyny pro vypracování:

Cílem bakalářské práce bude popsat základní charakteristiky oboru nukleární medicíny, v současné době používanou zobrazovací přístrojovou techniku, základní kritéria při výběru radionuklidů a farmak užívaných pro diagnostické účely. Úvodní část práce bude obsahovat popis i vysvětlení principu radionuklidových generátorů a stručnou charakteristiku radiační ochrany na pracovištích nukleární medicíny. Pozornost bude věnována také metodám značení a také eliminaci radioaktivity z organismu. Radiofarmaka budou v závěru této části bakalářské práce rozdělena do přehledných skupin dle jednotlivých diagnostických modalit, energií použitého radionuklidu a vhodné přístrojové techniky. V praktické části bakalářské práce bude vybráno pracoviště nukleární medicíny a sledovány počty vyšetřených pacientů, spektrum vyšetřovaných diagnóz, použité typy radiofarmak a přístrojové techniky za vybraný časový úsek.

Seznam doporučené literatury:

- [1] PODZIMEK, František, Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření, V Praze: České vysoké učení technické, 2013, ISBN 978-80-01-05319-5
- [2] ROSINA, Jozef, Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory, Praha: Grada, 2013, ISBN 978-80-247-4237-3
- [3] HÁLA, Jiří, Radioaktivní izotopy, Tišnov: Sursum, 2013, ISBN 978-80-7323-248-1

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**


prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Radiofarmaka pro diagnostiku v nukleární medicíně samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Havlíčkově Brodě dne 14. května 2020

.....
podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce prof. MUDr. Jozefu Rosinovi, Ph.D., MBA za vedení a připomínky k mé práci, jeho podporu, odborné rady a vstřícnost při konzultacích a hlavně trpělivost, kterou mi v průběhu zpracování bakalářské práce věnoval. Dále bych rád poděkoval Mgr. Markétě Novotné z Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze za umožnění praxe v době krize.

Abstrakt

Bakalářská práce na téma Radiofarmaka pro diagnostiku v nukleární medicíně je rozdělena na dvě hlavní části. V první části jsem zpracoval teoretické informace o nukleární medicíně, radiofarmakách, radiační ochraně.

V praktické části jsou zpracovány některé výkony včetně používaných radiofarmak v Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze za rok 2019.

Klíčová slova

Radiofarmaka; nukleární medicína; diagnostika; ionizující záření.

Abstract

This Bachelor thesis covering the subject of radiopharmaceuticals used for diagnostics in nuclear medicine is divided into two parts. The first part comprises a theoretical background on nuclear medicine, radiopharmaceuticals and radiation protection and offers the description of some radiopharmaceuticals used in specific nuclear medicine workplaces.

The practical part elaborates on some procedures including the used radiopharmaceuticals in the Nuclear Medicine Institute of the General University Hospital in Prague in 2019.

Keywords

Radiopharmaceuticals; nuclear medicine; diagnostics; ionizing radiation.

Obsah

1	Stavba hmoty.....	12
1.1	Elementární částice hmoty	12
1.2	Radioaktivita	12
1.3	Nestabilní částice hmoty	13
1.4	Radioaktivní přeměna.....	13
1.5	Ionizující záření.....	14
1.5.1	Přímo ionizující záření	14
1.5.2	Nepřímo ionizující záření	15
2	Jednotky a veličiny v radioaktivitě.....	17
2.1	Veličiny charakterizující zdroje ionizujícího záření.....	17
2.1.1	Aktivita.....	17
2.1.2	Přeměnová konstanta	17
2.1.3	Poločas přeměny	17
2.2	Veličiny charakterizující pole IZ.....	18
2.2.1	Energie záření	18
2.2.2	Fluence energie a fluence částic.....	18
2.3	Veličiny popisující interakce nepřímo ionizujícího záření.....	19
2.3.1	Lineární součinitel zeslabení.....	19
2.4	Veličiny popisující interakce přímo ionizujícího záření.....	19
2.4.1	Dosah nabitých částic.....	19
2.4.2	Lineární přenos energie.....	19
2.5	Veličiny dozimetrie.....	20
2.5.1	Dávka a dávkový příkon.....	20

2.5.2	Kerma a kermový příkon.....	20
2.5.3	Expozice.....	20
2.6	Veličiny používané v radiační ochraně.....	20
2.6.1	Dávkový ekvivalent.....	20
2.6.2	Jakostní faktor	21
2.6.3	Relativní biologická účinnost.....	21
2.6.4	Ekvivalentní dávka.....	21
2.6.5	Efektivní dávka.....	22
2.6.6	Příjem radioaktivní látky	22
2.7	Základní principy radiační ochrany.....	22
2.8	Druhy ozáření	23
2.9	Pásma.....	23
3	Nukleární medicína.....	24
3.1	Scintigrafie.....	25
3.2	Zobrazovací technika ÚNM VFN v Praze.....	27
4	Detekce ionizujícího záření.....	28
4.1	Dozimetrie.....	28
4.1.1	Filmové dozimetry.....	29
4.1.2	Termoluminiscenční a fotoluminiscenční detektory	29
4.1.3	Ionizační detektory.....	30
4.1.4	Polovodičové detektory.....	31
4.1.5	Scintilační detektory	31
5	radiační ochrana.....	33
5.1	Cíle radiační ochrany.....	33

5.2	Fyzikální ochrana před ionizujícím zářením.....	33
5.3	Ochrana před jednotlivými typy záření	33
6	Radiofarmaka.....	35
6.1	Metody využití.....	35
6.2	Požadované vlastnosti diagnostických radiofarmak	36
6.3	Radiofarmaka pro ÚNM VFN v Praze.....	36
6.4	Fluor 18.....	36
6.4.1	Popis.....	36
6.4.2	Použití.....	36
6.4.3	Výroba a příprava.....	37
6.4.4	Další druhy RF s ^{18}F používané na ÚNM VFN v Praze.....	38
6.5	Krypton 81 metastabilní a Rb-Kr generátor.....	38
6.5.1	Popis.....	38
6.5.2	Použití.....	38
6.5.3	Výroba a příprava.....	38
6.5.4	Rb-Kr generátor	39
6.6	Technecium 99 metastabilní a Mo-Tc generátor.....	39
6.6.1	Popis.....	39
6.6.2	Použití.....	39
6.6.3	Výroba a příprava.....	40
6.6.4	Další druhy radiofarmak.....	40
6.6.5	Návod na přípravu některých radiofarmak.....	41
6.6.6	Mo-Tc generátor.....	42
6.7	Jód 123.....	42

6.7.1	Popis.....	42
6.7.2	Použití.....	43
6.7.3	Výroba a příprava.....	43
7	Cíl práce.....	44
8	Metodika.....	45
9	Výsledky.....	46
9.1	Vybraná vyšetření na ÚNM VFN v Praze	48
9.1.1	Scintigrafické zobrazení plic.....	48
9.1.2	Scintigrafické vyšetření srdce	51
9.1.3	Scintigrafie skeletu.....	54
9.1.4	Scintigrafie štítné žlázy a příštítných tělísek	57
10	Diskuze.....	61
11	Závěr.....	62
12	Přílohy	63
13	Seznam použitých zkratek.....	64
14	Seznam použité literatury	65
15	Seznam použitých obrázků	68
16	Seznamu použitých tabulek	69
17	Seznam Příloh.....	70

1 STAVBA HMOTY

1.1 Elementární částice hmoty

Veškerou známou hmotu tvoří atomy. Atomy jsou nejmenší částice, na které lze hmotu rozložit chemickou cestou. Všechny atomy (průměr atomu je řádově 10^{-10} m) se skládají z atomového jádra a elektronového obalu. Elektronový obal je tvořen záporně nabitými elektrony (hmotnost elektronu je zhruba $9,109 \cdot 10^{-28}$ g) (Rosina, 2013) a určuje chemické a spektrální vlastnosti atomu. Atomové jádro (průměr atomového jádra je řádově 10^{-15} m) nese odpovědnost za fyzikální vlastnosti atomu, je složené z nukleonů (protonů a neutronů). Je v něm soustředěna téměř veškerá hmotnost atomu, neboť hmotnost neutronu je $1,674 \cdot 10^{-24}$ g a hmotnost protonu je $1,672 \cdot 10^{-24}$ g (Rosina, 2013). Proton nese kladný elektrický náboj, neutron je bez náboje. Elektronový obal je k jádru vázán elektromagnetickými silami.

1.2 Radioaktivita

Většina atomů v Mendělejevově tabulce prvků má stabilní jádra, charakterizována minimální energií. Tato jádra se nemohou transformovat na jiný systém uspořádání. Část atomů má ovšem nestabilní jádra, která se spontánně mění na jádra jiná (Podzimek, 2015). Radioaktivita je souhrnný název pro samovolnou přeměnu jader nestabilních atomů s vyzářením ionizujícího záření. Kromě radioaktivity přirozené existuje i radioaktivita umělá. Je vyvolaná dodáním energie stabilnímu jádru, díky čemuž se stane jádrem nestabilním. Častým způsobem výroby umělých radionuklidů je interakce stabilních jader s neutrony.

1.3 Nestabilní částice hmoty

Ne všechny atomy jsou v čase stabilní. Nadbytek energie v jádře některých atomů vede k tomu, že jejich jádra jsou nestabilní, uvolňují energii ve formě ionizujícího záření a tím se mění v jádra stabilní/stabilnější. Při přeměně jádra se uvolňuje značné množství energie vyzářením elektromagnetického záření gama nebo hmotné částice (alfa, beta, neutrony nebo jiné těžké částice). Tato vyzářená kvanta záření gama nebo částice alfa a beta při průletu hmotou ionizují nebo excitují její atomy. Ionizace atomu je stav, kdy ionizující záření vyrazí z atomového obalu elektron. Excitace atomu je stav, kdy ionizující záření předá elektronu v elektronovém obalu absorbuujícího atomu energii, která posune elektron na vyšší energetickou hladinu. Při deexcitaci elektronu z vyšší energetické hladiny na nižší energetickou hladinu je uvolněn foton o odpovídající vlnové délce (energii).

1.4 Radioaktivní přeměna

Radioaktivní přeměna není závislá na podmínkách působících na jádra z okolí (teplota, tlak, chemické vazby, vlhkost, ...).

„Radioaktivní přeměna je proces náhodný, který se uskutečňuje s určitou mírou pravděpodobnosti. Nejsme schopni předpovědět, které jádro se v daném okamžiku přemění. Pokud je však počet radioaktivních jader dostatečně velký, je možné radioaktivní přeměnu matematicky popsat.“ (Radiobiologie, 2019)

$$N_t = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

N_t vyjadřuje celkový počet dosud nepřeměněných jader v čase t , N_0 je množství nepřeměněných jader na začátku měření (v čase $t = 0$), e je Eulerovo číslo a λ je přeměnová (rozpadová) konstanta.

Při radioaktivní přeměně se množství radioaktivních jader snižuje. Pro charakterizování pravděpodobnosti přeměny jader používáme pojem fyzikální poločas přeměny, jenž vyjadřuje exponenciální úbytek nepřeměněných jader a tím i snižující se radioaktivitu.

1.5 Ionizující záření

„Ionizující záření je tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které mají schopnost ionizovat atomy prostředí nebo excitovat jejich jádra.“ (Navrátil, 2005) Ionizující záření vzniká v atomovém jádře při změně jeho energetického stavu nebo v elektronovém obalu u rentgenového záření, které vzniká na anodě v rentgence (Navrátil, 2005). Ionizující záření dělíme podle způsobu ionizace na přímo ionizující a nepřímo ionizující. Přímo ionizující záření představují částice s elektrickým nábojem (α , β). Nepřímo ionizující záření zahrnuje elektromagnetické záření a částice bez náboje, které prostředí přímo neionizují (RTG, záření gama, neutronové záření), při jejich průletu hmotou s ní interagují a vytváří podél své dráhy sekundární, přímo ionizující částice (volné elektrony).

1.5.1 Přímo ionizující záření

- 1) *Záření alfa* – částice je složená ze dvou protonů a dvou neutronů, je velmi hmotná. Má krátký dolet, ve vzduchu milimetry až centimetry, ve tkáních mikrometry. Ze všech typů ionizujícího záření má nejvyšší riziko radiačního poškození okolních struktur.
- 2) *Záření beta* tvoří elektron nebo pozitron. Vzniká při přeměně jádra v jádro jiné. Dělí se na záření *beta plus* a *beta minus* podle náboje vyzářené částice.

- a) *Beta plus* vzniká při přeměně protonu na neutron u jader s nadbytkem protonů, za současného vzniku pozitronu (antičástice elektronu) a elektronového neutrina. Nukleonové číslo jádra zůstává stejné, protonové číslo je o jedno číslo nižší.
- b) *Beta minus* vzniká při přeměně neutronu na proton u jader s nadbytkem neutronů, vznikne elektron a elektronové antineutrino. Nukleonové číslo jádra zůstává stejné, protonové číslo je o jedno číslo vyšší.
- 3) *Elektronový záchyt* je proces pohlcení elektronu z atomového obalu protonem v jádře za produkce neutrina. Proton se mění na neutron. Uvolněné místo po pohlceném elektronu, se zaplňuje elektrony z vyšších energetických vrstev obalu za následného vyzáření kvant charakteristického záření (Podzimek, 2015).

1.5.2 Nepřímo ionizující záření

Elektromagnetické záření zprostředkovávají kvanta energie, zvané fotony. Elektromagnetické záření s energií nižší než 5 keV označujeme jako neionizující záření (Podzimek, 2013). Pro schopnost ionizovat hmotu musí mít elektromagnetické záření energii vyšší než 5 keV. Elektromagnetické záření můžeme rozdělit podle místa a mechanismu vzniku na:

- 1) *Záření gama* je elektromagnetické záření jaderného původu s velmi krátkou vlnovou délkou, je ze všech typů ionizujícího záření nejpronikavější (Encyklopedie fyziky, 2019). Často provází záření alfa nebo beta při radioaktivní přeměně mnoha radionuklidů.
- 2) *Brzdné rentgenové záření* (RTG) je produkováno při interakci urychlených elektronů letících z katody rentgenky s atomy těžkých kovů, ze kterých

je vyrobena anoda. Při této interakci ztrácí elektron svou kinetickou energii za vzniku brzdného rentgenového záření. Jelikož každý urychlený elektron ztrácí brzděním různé množství energie, vznikají fotony s rozdílnými vlnovými délkami (Hrazdira, 1990). Proto je jeho spektrum spojitě.

- 3) *Charakteristické rentgenové záření* vzniká při přechodech elektronů v elektronovém obalu atomů anody, pokud ve vnitřní elektronové slupce dojde k vyražení elektronu. Na takto uvolněné místo přeskočí elektron z vyšší energetické vrstvy obalu atomu. Při přechodu elektronu na nižší energetickou hladinu se vyzáří přebytek energie ve formě charakteristického záření. Spektrum tohoto záření je tzv. čárové a je charakteristické pro materiál, ze kterého je vyrobena anoda.

- 4) *Neutronové záření* vzniká radioaktivní přeměnou atomů s nadbytkem neutronů. „Neutronová emise obvykle nastává u jader, které jsou v excitovaném stavu po předcházející jaderné přeměně.“ (Podzimek, 2015) Neutronové záření je velmi pronikavé, protože nenesé žádný elektrický náboj, nepůsobí na něj žádné odpuzivé síly. S elektrony v elektronovém obalu reaguje jen minimálně, nejvýznamněji reaguje s atomovými jádry. I přes malý rozměr jádra oproti obalu má neutron relativně velkou pravděpodobnost, že se srazí právě s jádrem (Encyklopedie fyziky, 2019).

2 JEDNOTKY A VELIČINY V RADIOAKTIVITĚ

2.1 Veličiny charakterizující zdroje ionizujícího záření

2.1.1 Aktivita

Aktivita A charakterizuje radionuklidové zdroje a jejich střední počet radioaktivních přeměn dN v časovém intervalu dt . Jednotkou je reciproká sekunda s^{-1} , název pro jednotku je becquerel (Bq).

$$A = -\frac{dN}{dt}$$

2.1.2 Přeměnová konstanta

Přeměnová konstanta λ znázorňuje pravděpodobnost přeměny jader, která je pro každý radioizotop charakteristická. Znázorňuje závislost poměru nepřeměněných a přeměněných jader na poločasu přeměny.

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \text{ nebo } \lambda = \frac{A}{N}, \text{ kde}$$

\ln je přirozený logaritmus, N udává počet dosud nepřeměněných atomů.

2.1.3 Poločas přeměny

a) *Fyzikální poločas* $T_{1/2}$ přeměny je doba, za kterou se přemění polovina radioaktivních jader (Navrátil, 2005).

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

b) „*Biologický poločas* přeměny T_b je doba, za kterou se vyloučí polovina množství radioaktivního prekursoru vpraveného do organismu.“ (Fremuth, 1981)

c) *Efektivní poločas* T_{ef} představuje časové období, za které se přemění polovina radionuklidu vpraveného do organismu. V praxi je téměř vždy kratší než fyzikální poločas přeměny.

$$\frac{1}{T_{ef}} = \frac{1}{T_{1/2}} + \frac{1}{T_b}$$

2.2 Veličiny charakterizující pole IZ

2.2.1 Energie záření

Energie E se rozlišuje pro částicové záření podle vztahu $E = m \cdot c^2$, kde c je rychlost světla ve vakuu (m/s) a m je hmotnost. Pro fotonové záření je energie vyjádřena vztahem $E = h \cdot \nu$, kde h je Planckova konstanta ($6,63 \cdot 10^{-34}$ J·s) a ν je frekvence daného záření. Primární jednotkou energie je Joule (J), ovšem v dozimetrii a jaderné fyzice používáme jednotku elektronvolt (eV). Je definován jako energie jednoho elektronu při průchodu mezi dvěma elektrodami s rozdílem potenciálu 1 V.

$$1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ J.}$$

2.2.2 Fluence energie a fluence částic

Fluence energie a fluence částic je definována jako podíl energie dE , resp. počtu dN neusměrněně se pohybujících částic, které vnikají z libovolného směru do koule o ploše, která se rovná da . Jednotkou fluence částic je m^{-2} a jednotkou fluence energie je $J \cdot m^{-2}$.

$$\Psi = \frac{dE}{da} \text{ pro fluenci energie a } \Phi = \frac{dN}{da} \text{ pro fluenci částic.}$$

2.3 Veličiny popisující interakce nepřímo ionizujícího záření

2.3.1 Lineární součinitel zeslabení

Lineární součinitel zeslabení μ udává pokles toku částic s tloušťkou absorbující vrstvy. Je to konstanta daná pro každý materiál, jenž umožňuje její změření pro fotonové záření. Jeho jednotkou je m^{-1} .

2.4 Veličiny popisující interakce přímo ionizujícího záření

2.4.1 Dosah nabitých částic

Dosah nabitých částic R „představuje průměrnou vzdálenost, do níž pronikne nabitá částice v uvažované látce.“ (Podzimek, 2015) Na charakteru dráhy se podílí hmotnost, elektrický náboj a energie nabité částice. Pro těžké nenabitě částice je typická dráha po přímce, zatímco pro lehké nabitě částice je charakteristická dráha komplikovaná. Jednotkou je m (metr), ovšem v radiologii se používají především μm a nm .

2.4.2 Lineární přenos energie

„Lineární přenos energie L určuje míru hustoty ionizace působené přímo či nepřímo ionizujícími částicemi v biologických objektech.“ (Medicínská biofyzika, Navrátil) Obvykle se udává v hodnotě keV na μm .

Brzdná schopnost

Brzdná schopnost S představuje velikost změny energie dE nabitě částice po průchodu dx vzdáleností hmotou. Jednotkou je $J \cdot m^{-1}$ (Podzimek, 2015).

2.5 Veličiny dozimetrie

2.5.1 Dávka a dávkový příkon

„Dávka je energie záření absorbovaná v hmotnostní jednotce ozařované látky.“ (Radioaktivita a ionizující záření, 2020) Označuje se písmenem D a jednotkou dávky je gray (Gy). Dávka se počítá souhrnně pro celý objem, nikoliv lokálně (Navrátil, 2005).

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

Dávkový příkon vyjadřuje rychlost změny dávky. Jeho jednotkou je $Gy \cdot s^{-1}$.

2.5.2 Kerma a kermový příkon

Kerma K popisuje předanou energii nepřímo ionizujícím zářením nabitým částicím v daném prostředí. Jednotkou je $J \cdot kg^{-1}$. Kermový příkon je přírůstek kermy za časový interval.

2.5.3 Expozice

„Expozice je definována výhradně pro fotonové záření ve vzduchu. Jednotkou je $C \cdot kg^{-1}$ (coulomb na kilogram).“ (Podzimek, 2015)

2.6 Veličiny používané v radiační ochraně

2.6.1 Dávkový ekvivalent

„Dávkový ekvivalent H je součin dávky D v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q .“ (Veličiny používané v radiační ochraně, 2020) Jednotkou je sievert (Sv).

$$H = D \cdot Q_F(L), \text{ kde}$$

Q_F vyjadřuje jakostní faktor, vztahující se k nabitým částicím (L).

2.6.2 Jakostní faktor

Jakostní faktor Q popisuje různou „kvalitu“ záření podle jeho biologického účinku. Je vypočteno výhradně pro člověka, používá se v radiační ochraně, závisí na hodnotě LET. Jeho jednotka je bezrozměrná.

2.6.3 Relativní biologická účinnost

RBÚ představuje biologický účinek ionizujícího záření, který je závislý na absorbované dávce v živé hmotě i druhu záření. Vyjadřuje míru poškození hmoty ionizujícím zářením (Podzimek, 2015).

2.6.4 Ekvivalentní dávka

Ekvivalentní dávka H_T je součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření R .

$$H_T = w_R \cdot D_T$$

Radiační váhový faktor w_R charakterizuje míru poškození určitým druhem ionizujícího záření o určité energii. Např. nejnižší w_R mají fotonové a elektronové záření, zatímco nejvyšší w_R mají neutrony o energiích 100 keV až 2 MeV, částice alfa a těžká jádra.

Tkáňový váhový faktor w_T vyjadřuje míru poškození tkáně ionizujícím zářením při celotělovém ozáření. Součet všech tkáňových váhových faktorů pro lidské tělo je 1. Uvádí se hodnoty i pro jednotlivé orgány.

2.6.5 Efektivní dávka

„Hlavní použití efektivní dávky je prospektivní hodnocení dávek pro plánování a optimalizaci radiační ochrany a důkaz nepřekročení dávkových limitů pro potřeby orgánů dozoru. Efektivní dávka pro účely ochrany je založena na střední dávce v orgánech a tkáních lidského těla.“ (Podzimek, 2015)

2.6.6 Příjem radioaktivní látky

„Je aktivita přijatého radionuklidu do lidského organismu z vnějšího prostředí, obvykle požitím nebo vdechnutím.“ (Podzimek, 2015) Jednotkou je *Bq*.

2.7 Základní principy radiační ochrany

- Princip zdůvodnění činnosti vedoucí k ozáření
- Princip optimalizace ochrany před ozářením
- Princip nepřekročení limitů
- Zajištění bezpečnosti zdrojů

Princip zdůvodnění dává povinnost zhodnocení, zda plánovaný výkon bude mít vyšší hodnotu než radiační poškození vyvolané tímto výkonem.

Princip optimalizace ochrany před ozářením nám nařizuje zvážit rizika možného ozáření personálu nebo veřejnosti při určitých technologických postupech. Cílem je dosáhnout co nejnižšího ozáření kohokoliv, zejména pracovníků a k tomu přizpůsobit pracovní postupy.

Princip nepřekročení limitů je o stanovení limitů, které se nesmí překročit. Limity se neudávají jen pro nepřekročení, ale také pro snahu co nejvyšší radiační ochrany.

Rozlišují se na limity pro pracovníky se zářením, studenty a veřejnost.

Zajištění bezpečnosti zdrojů má především preventivní účel, tj. snížení pravděpodobnosti vývoje událostí, které by vedly k dalšímu ozáření lidí. Také mají za cíl eliminovat důsledky nehod, k nimž by potenciálně mohlo dojít (Kuna, 2005).

2.8 Druhy ozáření

Rozlišujeme tři druhy ozáření, které je možno ovlivnit jednotlivými způsoby radiační ochrany.

Ozáření při práci zahrnuje veškeré ozáření, k němuž došlo na pracovišti jako důsledek vykonávané činnosti pracovníkem s ionizujícím zářením.

Lékařské ozáření představuje ozáření všech osob, které dostanou jakoukoliv dávku záření v průběhu prováděného výkonu. Spadají sem nejen pacienti, ale i lékaři, sanitáři, pomocníci, návštěvy, dozorčí nebo studenti.

Obecné ozáření obsahuje všechna ostatní ozáření (Kuna, 2005).

2.9 Pásma

Na pracovištích s ionizujícím zářením se používají dvě ochranná pásma, sledované a kontrolované pásmo.

Sledované pásmo označuje prostory pracoviště s ionizujícím zářením, ve kterých je možné při běžném provozu zaznamenat překročení obecných limitů.

Kontrolované pásmo jsou vnitřní prostory pracoviště se zvýšenou ochranou osob. „Je to oblast, kde mohou být vyžadována zvláštní ochranná a bezpečnostní opatření k usměrnění normálního ozáření nebo zabránění šíření se radioaktivní kontaminace či k zábraně potenciálního ozáření nebo jeho omezení. Kontrolované pásmo se vymezuje jako ucelená a jednoznačně určená část pracoviště, zpravidla stavebně oddělená, a musí být zajištěno tak, aby do něho nemohly vstoupit nepovolané osoby.“ (Kuna, 2005)

3 NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA

Pojem, předmět a cíle nukleární medicíny definuje Česká společnost nukleární medicíny takto: „Klinický obor, zabývající se diagnostikou a léčbou pomocí otevřených radioaktivních zářičů (ve formě radiofarmak). Předmětem a cílem nukleární medicíny je posuzování klinického stavu, funkce a morfologie orgánů a tkání in vivo (člověka nebo zvířete) po aplikaci radiofarmak, léčba pomocí radiofarmak, laboratorní diagnostika imunoanalytickými metodami.“ (Koncepte oboru nukleární medicíny, 2020)

Služby nukleární medicíny poskytují specializovaná pracoviště, která jsou vybavena jak přístrojově, tak i personálně (proškoleným personálem) pro bezpečné nakládání s radionuklidovými zářiči. Tato pracoviště pracují pod dohledem Státního úřadu pro jadernou bezpečnost a Státního ústavu pro kontrolu léčiv. „Zajištění chodu pracovišť nukleární medicíny je pravděpodobně nejsložitějším ze všech lékařských oborů, neboť musí být naplněny zákonné požadavky kladené na běžná ambulantní a/nebo lůžková zdravotnická zařízení a zároveň na pracoviště s otevřenými zdroji ionizujícího záření.“ (O oboru, 2020)

Na pracovištích nukleární medicíny se používají výhradně uměle připravené radionuklidy, nejčastěji používané je technecium, krypton, fluor a jod.

Základem sběru obrazových dat v nukleární medicíně je záření gama, vycházející z těla pacienta. Toto záření vychází z míst, kam se dané specifické radiofarmakum roznese krevním oběhem a kde se bude více či méně akumulovat. Detekce tohoto záření probíhá výhradně neinvazivně, vně pacienta. Detektor je obvykle deska s kolmou osou na vyšetřovanou část těla pacienta. Detekčním principem je scintilační krystal v detektoru (odtud název scintigrafie, více v kapitole Scintilační detektory).

3.1 Scintigrafie

Scintigrafie je diagnostická metoda zobrazující distribuci radiofarmaka v organismu na principu detekce záření gama. Základním druhem scintigrafie je statická scintigrafie – jedná se o jeden snímek vyšetřované oblasti, snímáný pod jedním úhlem. Dalším druhem je dynamická scintigrafie, což je série statických snímků, snímáná postupně v různém čase z jednoho úhlu, tvořících časosběrnou (dynamickou) sekvenci funkce vyšetřovaného systému. Můžeme u ní sledovat pohyb, změny koncentrace radiofarmaka a matematicky stanovit rychlost vychytávání radiofarmaka jednotlivými orgány. „Rozdíl mezi statickou a dynamickou scintigrafií je analogický jako mezi fotografováním a filmováním. Filmový záběr se skládá z velkého počtu krátkých (statických) snímků v rychlém sledu za sebou, které pak při rychlém promítnutí vzbuzují dojem plynulých pohybů.“ (Rosina, 2013) „Z hlediska prostorového (geometrického) je základním druhem scintigrafie planární – je to obraz projekce distribuce radiofarmaka do dvojrozměrné zobrazované roviny.“ (Rosina, 2013)

S vývojem technologického vybavení a výpočetní technologie je nyní možné z několika planárních snímků pod různými úhly snímání vypočítat 3D model rozložení radiofarmaka v těle pacienta. Kamera obíhá okolo pacienta. Tato metoda prostorového tomografického snímání se nazývá SPECT (single photon emission computed tomography). Softwarovou rekonstrukcí těchto planárních snímků vytvoříme tomografický model s možností dalšího počítačového zpracování a rekonstrukce. Tyto trojrozměrné modely je možné rozdělit podle definovaných řezů například v rovině transverzální nebo jiné šikmé a fúzovat (prokládat) přes obrazy 3D modelů z jiných diagnostických zobrazovacích metod, například z CT nebo MRI. Pokud je technologie SPECT/PET společně s CT/MRI v jednom přístroji, mluvíme o tzv. hybridním systému. Zjednodušeně

řčeno, metoda fúze diagnostických obrazů zpřesňuje diagnózu a umožňuje přesněji cílit následnou léčbu. (Studijní materiály NNH, 2016)

Scintigrafie vždy snímá gama fotony, což spojuje dvě technologie, jednofotonovou a dvoufotonovou techniku sběru dat, SPECT (jednofotonová emisní počítačová tomografie) a PET (pozitronová emisní tomografie) (Rosina, 2013). Metoda SPECT využívá pouze gama fotony, které letí kolmo k detektoru. Ostatní fotony, letící v jiných úhlech, jsou v detektoru zachyceny kolimátorem (olověné síto, které pohltí většinu fotonů, s dráhou vychýlenou od osy detektoru). Naopak metoda PET využívá mechanismu vzniku dvou fotonů anihilačního záření. Každá tato metoda využívá jinak vzniklého záření gama, což znamená potřebu rozdílného radiofarmaka. Pro pozitronovou emisní tomografii se používá nejčastěji radiofarmakum na bázi radioizotopu fluoru 18. Fluor se přeměňuje na kyslík ^{18}O za vzniku pozitronu. Pozitron má v živé hmotě dolet asi 1 mm, avšak na této dráze se setká s některým z elektronů atomů okolní hmoty, dochází k anihilaci za vyzáření dvou kvant energie odpovídající součtu hmotností obou částic. Dle zachování zákona o energii a hmotnosti je vyzářené kvantum $2 \times 511 \text{ keV}$ ve formě záření gama. Tyto dva fotony se rozlétají od sebe po jedné přímce pod úhlem 180 stupňů. Metody PET nemusí používat olověný kolimátor, avšak potřebuje detektor ve formě prstence okolo pacienta. Snímají se fotony vylétávající z těla pacienta, každý opačným směrem. Díky časovému sledu jednotlivých fotonů můžeme spárovat právě dvojici, která byla detekována ve stejný okamžik. Tím dokážeme zjistit jejich společnou přímku letu. Vytváříme umělou, neboli koincidenční, kolimaci paprsků (drah). S větším počtem známých přímek dokážeme počítačově dopočítat místo akumulace radiofarmaka s přesností na několik milimetrů. Toto vyšetření se provádí s radiofarmaky emitující pozitrony.

3.2 Zobrazovací technika ÚNM VFN v Praze

Na oddělení nukleární medicíny VFN v Praze se používají dvě planární scintilační kamery MB9200 Nucline X-Ring, dva hybridní systémy SPECT/CT GE Infinia, jeden tomografický SPECT systém a jeden hybridní systém PET/CT, taktéž od firmy GE.

4 DETEKCE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

Ionizující záření předává hmotě svoji energii a tím v ní způsobuje dočasné nebo trvalé změny. Detektory, které jsou schopné měřit a zaznamenat energii ionizujícího záření, nazýváme dozimetry. Poskytují nám informace o typu, kvantitě i kvalitě měřeného záření.

4.1 Dozimetrie

Dozimetrie je vědní obor zabývající se měřením ionizujícího záření a zpracováním dat z těchto měření.

Dozimetry dělíme dle jejich principu měření na kontinuální a integrální. „Mezi kontinuální detektory se zahrnují takové detektory, které podávají informaci o okamžitém stavu pole ionizujícího záření v daném místě.“ (Podzimek, 2015) Tyto detektory jsou dnes výhradně elektronické. Integrální detektory nám poskytují informace o expozici od počátku měření, postupně sčítají své rostoucí výsledky měření. Tyto signály mohou být v detektoru uchovány i po ukončení měření a mohou být vyhodnoceny dodatečně i po ukončení měření. Rozdělení detektorů na kontinuální a integrální v dnešní době (2020) již pomalu postrádá význam, neboť většina dnes užívaných detektorů (vyjma osobní dozimetrie) je elektronická. Kumulativní měření je vlastně pouze zvolený režim vyhodnocování elektronického dozimetru.

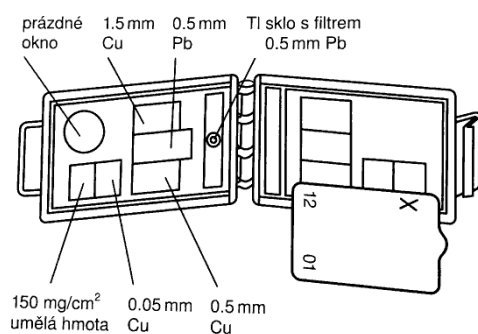
Dozimetry je dále možné rozdělit na detektory primárních a sekundárních účinků záření. Primárními účinky rozumíme interakci záření s elektronovým obalem atomu (ionizace a excitace). Mezi sekundární účinky patří zejména chemické změny, změny fyzikálních vlastností a tvorba tepla. Jako první detektory sekundárního ionizujícího záření se používaly fotografické desky.

Detektory primárních účinků využívají k měření ionizaci plynů (ionizační detektory), ionizaci pevných látek (polovodičové detektory), excitaci pevných a kapalných látek (scintilační detektory) a jaderné reakce.

4.1.1 Filmové dozimetry

Způsob detekce ionizujícího záření za použití fotografického filmu je nejstarším způsobem od dob objevu rentgenového záření. Tento způsob detekce se používá na většině pracovišť s ionizujícím zářením jako osobní dozimetr každého pracovníka. Filmové detektory mají dobrou trvanlivost a vysokou detekční citlivost pro elektromagnetické záření, elektrony i pozitrony (Podzimek, 2015).

Obrázek 1 Filmový dozimetr



Zdroj: *Medicínská biofyzika, Navrátil*

4.1.2 Termoluminiscenční a fotoluminiscenční detektory

Tyto detektory používají zejména lékaři jako prsteny na prstu pro osobní dozimetrii při pracovním výkonu ve svazku záření. Například při výkonu pod skiaskopickým dohledem (rentgenová metoda snímající video v průběhu výkonu). Některé materiály mají schopnost akumulovat energii ionizujícího záření. Jestliže tento ozářený materiál následně zahřejeme nebo ozáříme specifickou vlnovou délkou (podle typu detektoru), emitují jeho atomy

naakumulovanou energii ve formě viditelného záření v množství odpovídajícím absorbované energii ionizujícího záření. Tyto detektory lze po vyhodnocení použít opakovaně (Navrátil, 2005).

I proto se tyto detektory používají jako osobní dozimetry na košili, nebo jako prstové dozimetry pro lékaře a další pracovníky se zářením.

4.1.3 Ionizační detektory

Ionizační detektory měří účinky průchodu částice ionizujícího záření vhodným plynem mezi dvěma elektrodami elektrického pole. Tyto částice ionizují atomy plynu, jenž se v místě průletu částice stává vodivým. Mezi elektrodami začne protékat tzv. ionizační proud.

Dalším typem ionizačního detektoru je ionizační komora. Její tvar se liší s použitím, opět sestává z plynné náplně a dvou elektrod. Ionizační komorou neustále protéká elektrický proud při vysokém napětí. Měříme buď změny v protékajícím proudu, odpovídající dávkovému nebo expozičnímu příkonu (10 - 10 000 pA) (Detekce a spektrometrie ionizujícího záření, 2020) anebo se sčítá počet elektrických impulsů vzniklých mezi elektrodami. Tento počet je úměrný počtu procházejících částic a jejich energie je úměrná velikosti těchto pulsů. Režim sčítání impulsů se používá u tzv. proporcionálních počítačů (Podzimek, 2015). „Ionizační komory lze také používat v režimu, kdy nejsou trvale připojeny ke zdroji stejnosměrného napětí. Tyto statické komůrky se před použitím nabíjí pomocí zdroje stejnosměrného napětí. Pokles napětí (změna náboje) je úměrný energii záření, které bylo absorbováno v citlivém objemu komory. Je měřeno po skončené expozici. Klasickým představitelem těchto statických komůrek je tužkový dozimetr.“ (Podzimek, 2015)

Dalším typem ionizační komory je např. Geiger-Müllerův počítač, zkráceně GM čítač. Vyznačuje se silným výstupním signálem, širokou detekční účinností a dlouhou dobou neschopnosti detekovat záření (mrtvá doba). Tento detektor je výhradně proporcionálním detektorem, protože neměří energii částic, ale pouze jejich kvantitu (Podzimek, 2015).

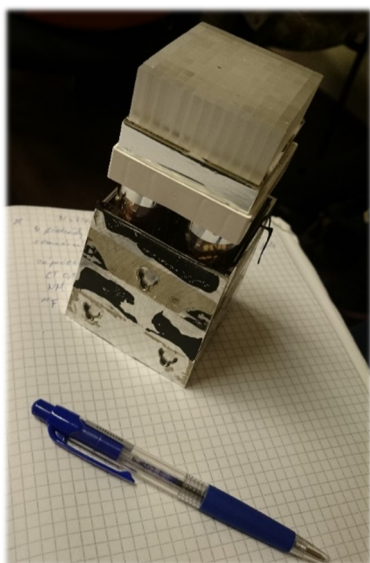
4.1.4 Polovodičové detektory

U těchto detektorů je plyn nahrazen polovodičem, který reaguje na průchod částic ionizujícího záření snížením elektrického odporu. Výhodou těchto detektorů je jejich citlivost, ovšem pouze při velmi nízkých teplotách (Polovodičové detektory, 2020).

4.1.5 Scintilační detektory

Tento typ detektorů se používá v nukleární medicíně nejčastěji. Jeho prvky jsou scintilační krystal (obvykle se jedná o krystal jodidu sodného aktivovaný thaliem), fotonásobič a vyhodnocovací elektronika.

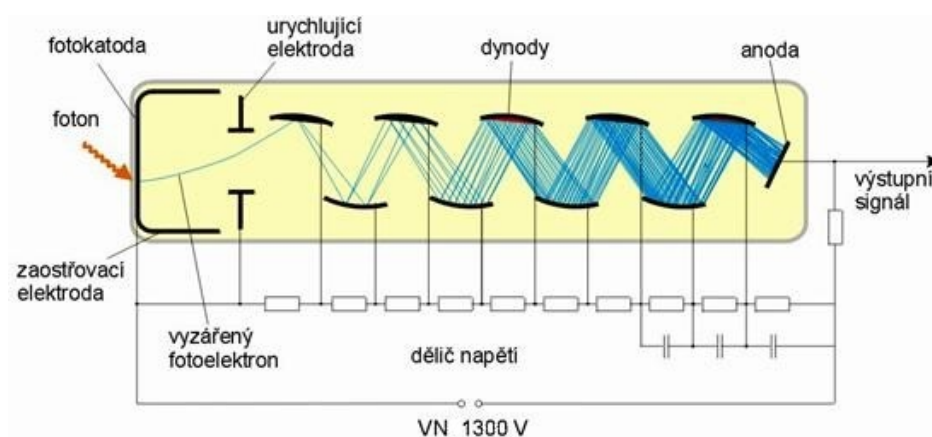
Obrázek 2 Segment 4 fotonásobičů se scintilačními krystaly, porovnání velikosti.



Zdroj: autor

Při průchodu ionizujícího záření scintilačním krystalem dochází k přeměně vysokoenergetických fotonů gama na nízkoenergetické fotony viditelného spektra (excitací a deexcitací atomů v krystalu). Je zapotřebí, aby doba trvání této přeměny byla co nejkratší (Fremuth, 1981). Tyto nízkoenergetické fotony vstupují do fotonásobiče vstupním okénkem, na kterém je napařená fotocitlivá vrstva nazývaná fotokatoda, na které se přemění dopadající nízkoenergetický foton na elektron. Tento elektron uvnitř fotonásobiče je elektrostatickou silou přitážen k první dynodě (elektroda s vyšším elektrickým potenciálem než fotokatoda). Celý fotonásobič má dynod několik, každý dynoda v řadě má vyšší elektrický potenciál než předchozí dynoda. Rozdíl v elektrickém potenciálu má za následek zesílení vstupního signálu jednoho elektronu o energii až 800 eV (Fotonásobiče (1), 2020) o určitý násobek δ daný výrobcem, např. $\delta = 4,5$. S dalším přeskokem těchto čtyř elektronů k další dynodě se jejich počet opět zčtyřnásobí a takto kaskádovitě pokračují až na anodu fotonásobiče, která má elektrický potenciál nejvyšší (řádově v kilovoltech). Na anodu tudíž dopadá okolo 4^8 elektronů, což je již dobře měřitelný náboj.

Obrázek 3 Schéma fotonásobiče.



Zdroj: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/747-fotonasobic>

5 RADIAČNÍ OCHRANA

5.1 Cíle radiační ochrany

Hlavním cílem ochrany před ionizujícím zářením je plně předejít rozvoji deterministických účinků a snížit pravděpodobnost rozvoje stochastických účinků na minimum (Rosina, 2013). Ochrana před ionizujícím zářením nejen v Evropě vychází z doporučení ICRP. Jejím hlavním úkolem je zabránění poškození živých organismů zářením nebo alespoň zajištění maximálního omezení. K ochraně se používají fyzikální, chemické i biologické postupy.

5.2 Fyzikální ochrana před ionizujícím zářením

Fyzikální ochrana využívá tři možnosti ochrany:

- 1) ochrana vzdáleností – vychází z podstaty šíření záření do okolí, jehož intenzita klesá úměrně druhé mocnině vzdálenosti od zdroje záření (Ullmann, 2019),
- 2) ochrana časem – základem je omezení doby expozice ionizujícího záření na živý organismus,
- 3) ochrana stíněním využívá poznatků o interakcích daných typů záření s různými typy stínění. Podle typu záření se používá různý materiál na stínění.

5.3 Ochrana před jednotlivými typy záření

- a) Ochrana před zářením alfa spočívá především v nošení běžných ochranných pomůcek, jako jsou rukavice a rouška. Pro odstínění záření

alfa stačí gumové rukavice či papír. Základem je dodržování hygienických zásad při práci se zářičem.

- b) Zářením beta vyžaduje k odstínění lehké materiály, jako např. hliník nebo plexisklo. Podstatné pro použití materiálů s nízkým protonovým číslem je omezení vzniku brzdného záření. V lékařství se ke stínění zářičů beta využívá tři až pět milimetrů hliníků a k odstínění vzniklého rentgenového záření pět milimetrů olova.
- c) Zářením gama se odstiňuje pomocí materiálů s vysokým protonovým číslem, např. olovo nebo barytový beton.
- d) Neutrony se musí nejdříve zpomalit, proto je vhodné stínění materiálem, který obsahuje velké množství vodíku. Zpomalené neutrony následně absorbují bór (Hrazdira, 1990).

Kromě ochrany před vnějším ozářením se také musíme chránit před ozářením vnitřním, tzn. před vstupem radioaktivních látek do organismu inhalací, ingestí, absorpcí a přímým přestupem do organismu (Podzimek, 2013). Proto se bezpečnost pracovníků zajišťuje zejména tím, že se s radioaktivním materiálem pracuje v dobře odsávané digestoři a dodržováním všech hygienických norem (Rosina, 2013).

6 RADIOFARMAKA

„Pojem radiofarmaka vyčleňuje látky určené pro diagnostické nebo terapeutické účely, do jejichž molekuly je zaveden radioaktivní atom. Radiofarmakon je tedy přípravek, který má určité, konstantní složení, definovanou radionuklidovou a radiochemickou čistotu a ustálené biologické chování, či ustálenou biologickou účinnost.“ (Květina, 1987)

6.1 Metody využití

Radiofarmaka v diagnostice lze využít *in vivo* (v těle pacienta) a *in vitro* (mimo tělo pacienta). Metody *in vivo* pracují s radiofarmaky jako s biologickými indikátory, tím je možné sledovat biologické procesy v organismu, aniž bychom ovlivňovali jejich průběh (Květina, 1987). „Těchto látek je široké farmakochemické spektrum a jejich složení a vlastnosti se volí s ohledem na jejich použití.“ (Kubiniy, 2018) S použitím radiofarmak a vhodné detekční techniky je možné sledovat a hodnotit některé biologické procesy (např. látkovou přeměnu, metabolismus glukózy, jodu nebo jiných látek, výměnu tekutin), lokalizovat zvýšenou nebo sníženou akumulaci radiofarmaka v různých tkáních a tím popsat kvalitu různých procesů v těle (např. porovnání funkce jedné ledviny oproti druhé). Metody *in vitro* představují testy vázání radiofarmak se složkami odebraných vzorků biologických tekutin (Květina, 1987).

Radiofarmaka se používají také pro terapeutické a paliativní účinky záření. Pro diagnostiku je výhodné volit radionuklidy vyzařující záření gama nebo pozitrony, zatímco pro terapii se uplatňují především částice alfa a beta (Kubiniy, 2018).

6.2 Požadované vlastnosti diagnostických radiofarmak

Mezi požadavky na diagnostická radiofarmaka patří krátký poločas přeměny, dostatečně vysoká aktivita, energie fotonů by se měla pohybovat dle detekční techniky v řádu tisíců elektronvoltů. Dále nesmí být příliš nákladná jejich výroba, doprava a nesmí být toxické.

6.3 Radiofarmaka pro ÚNM VFN v Praze

⁹⁰Y Zevalin, ^{99m}Tc Cardiospect, ^{99m}Tc Leucoscint, ^{99m}Tc Macroalbumon, ^{99m}Tc Myoview, ^{99m}Tc Nanoalbumon, ^{99m}Tc Nanocoll, ^{99m}Tc Scintimun, ^{99m}Tc Sentiscint, ^{99m}Tc StabilisedCeretec, ^{99m}Tc Teceos, ^{99m}Tc Technecistan sodný, ^{99m}Tc Technescan sodný, ^{99m}Tc Technescan DMSA, ^{99m}Tc Technescan DTPA, ^{99m}Tc Technescan HDP, ^{99m}Tc Technescan MAG3, ^{99m}Tc Tectrotyd, ^{99m}Tc Vasculocis, ¹¹¹In Octreoscan, ¹²³I Datscan, ¹²³I MIBG, ¹³¹I Norchol, ¹³¹I Theracap, ²²³Ra Xofigo, ^{99m}Mo generátor (Místní radiologické standardy pro nukleární medicínu, 2020).

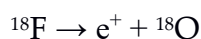
6.4 Fluor 18

6.4.1 Popis

Fluor 18 je zdrojem pozitronů. Jeho poločas přeměny je 110 minut. Přeměňuje se z 97 % beta plus přeměnou a z 3 % elektronovým záchytem. Vždy vzniká stabilní ¹⁸O (DBpedia, 2020).

6.4.2 Použití

V nukleární medicíně se ¹⁸F používá pro diagnostiku metodou pozitronové emisní tomografie. Graficky lze znázornit přeměnu ¹⁸F na ¹⁸O.



Vyšetření celého těla za použití ^{18}F fluor deoxyglukózy využívá tkáňového metabolismu glukózy. Pacient jeden den před vyšetřením minimalizuje příjem sacharidů, diabetici po konzultaci s ošetřujícím lékařem vysazují některé inzulíny a perorální antidiabetika. V den vyšetření se nesmí pít slazené nápoje, event. může pacient pít Calogen 30 ml (Fluor-18, 2020).

6.4.3 Výroba a příprava

^{18}F se připravuje v cyklotronu, protonovým ozařováním vody s izotopem ^{18}O v niobové komoře. Fluor je totiž vysoce chemicky reaktivní a výsledný produkt je fluorový anion $^{18}\text{F}^-$, proto je na materiál ozařovací komory použit niob, aby se zabránilo chemické absorpci fluoru ve stěnách komory. Tento anion je beznosičový, proto se vyznačuje vysokou měrnou aktivitou a snazším dalším zpracováním. Ovšem je nutno při zpracování postupovat rychle, pro krátký poločas přeměny (110 minut). Organické molekuly se značí $^{18}\text{F}^-$ substitučními reakcemi, kde atom fluoru nahrazuje jiné atomy (brom, jod, NO_2 ...). Reakce probíhají v rozpouštědlech při 80 – 180 °C a trvají obvykle 5 – 30 minut. Fluorový anion je ve vodném roztoku z výroby málo reaktivní pro sloučení s ligandem, a proto se převádí na reaktivnější bezvodou formu s draslíkem K^+ za vzniku fluoridu draselného. Následně se v polyetherickém činidle uvolňuje draslík jako kation a elementární fluor je nyní natolik reaktivní, že může způsobovat i destrukci celé označované molekuly. Proto se převádí na méně agresivní činidla, například fluoromethan. Ten vzniká reakcí $\text{K}^+ \text{ } ^{18}\text{F}^-$ amethyliodidu. složitější syntézou s izotopem $^{18}\text{F}^-$ označujeme například ^{18}F 2-fluoro-2-deoxy-D-glukózy (FDG), jenž se v diagnostice nukleární medicíny hojně využívá. FDG se připravuje nejčastěji reakcí derivátu glukózy s (K^+ ether) $^{18}\text{F}^-$ (Hála, 2013).

6.4.4 Další druhy RF s ^{18}F používané na ÚNM VFN v Praze

Axumin – používá se pro diagnostiku karcinomu prostaty (fluor fluciclovin),

F DOPA – se používá pro diagnostiku Parkinsonovy choroby a jiných poruch CNS v centru pro pohyb (fluordihydroxyphenilalanin),

FCH – pro diagnostiku metastáz a proliferace karcinomu prostaty (fluorcholin),

FLT – pro zobrazení mitotické aktivity buněk, diagnostika růstu nádorů (fluordeoxytymidin).

6.5 Krypton 81 metastabilní a Rb-Kr generátor

6.5.1 Popis

Izotop $^{81\text{m}}\text{Kr}$ je plyn s fyzikálním poločasem přeměny 13,1 sekund. Přeměňuje se do základního stavu ^{81}Kr z 65 % emisí fotonu o energii 191 keV a z 35 % vnitřní konverzí. Základní stav ^{81}Kr se přeměňuje na ^{81}Br s poločasem přeměny 22 900 let.

6.5.2 Použití

Využívá se jeho plynného skupenství při inhalaci vyšetřovaným pacientem. Používá se při plicní scintigrafii pro zobrazení funkčních struktur plic s použitím například gamakamery, nebo jiné techniky podporující planární zobrazení pacienta, ideálně v sedě.

6.5.3 Výroba a příprava

Izotop $^{81\text{m}}\text{Kr}$ se získává z rubidiového generátoru přímo na pracovišti nukleární medicíny. Velmi krátký poločas přeměny $^{81\text{m}}\text{Kr}$ vyžaduje přímou

potřebu rubidium-kryptonového generátoru. ^{81}Rb má ovšem také krátký poločas přeměny (4,57 h), proto je potřeba jej pravidelně dodávat na oddělení nukleární medicíny, nebo naplánovat vyšetření plic kryptonem na některý den v týdnu a na tento den si nechat přivést rubidium-kryptonový generátor od dodavatele.

6.5.4 Rb-Kr generátor

Tento generátor se nejčastěji vyrábí ozařováním ^{82}Kr , ^{83}Kr , ^{84}Kr a $^{\text{natural}}\text{Kr}$ protony o energii až 33 MeV (Kr (p, xn) excitation functions and generator studies, 2019). Další možností výroby je ozařování ^{79}Br nebo ^{80}Kr jádry helia o energii až 21 MeV. Nebo ozařování Na $^{\text{nat}}\text{Br}$ nebo Cu^2 $^{\text{natural}}\text{Br}^2$ jádry helia o energiích až 50 MeV (Development of a nickel plated aluminum krypton 81m target system, 2019).

6.6 Technecium 99 metastabilní a Mo-Tc generátor

6.6.1 Popis

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ je nejčastěji používaným radionuklidem pro scintigrafická vyšetření. Je to čistý gama zářič s energií 140 keV a krátkým poločasem přeměny (6 hodin), jenž umožňuje aplikovat pacientovi vysokou aktivitu a zároveň zachovat nízkou radiační zátěž. Vedle přeměny gama vzniká i přeměna beta -, ovšem jen z 3,7 ppm, což je zanedbatelná hodnota (Hála, 2013).

6.6.2 Použití

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ je nejpoužívanějším izotopem v nukleární medicíně v České republice. Jiří Hála před sedmi lety v literatuře uváděl 70 – 80 % zastoupení technecia v diagnostice na klinikách nukleární medicíny po celé ČR, což představuje 20 - 25 mil. vyšetření ročně (Hála, 2013). K tomuto využití jej předurčuje několik vlastností, zejména jeho vyzařované záření, jeho energie a poločas přeměny.

Energie je ve vhodném spektru pro dobré rozlišení obrazu při detekci běžnými kamerami s kolimátory LEHR (vysokého rozlišení), poločas přeměny nám umožňuje aplikovat dostatečně vysokou aktivitu se zachováním únosné hodnoty radiační zátěže pacienta. ^{99m}Tc se používá pro jednofotonovou snímání technikou. Poločas přeměny 6 hodin je dostatečný pro většinu vyšetření, také je dostatečně dlouhý pro přípravu radiofarmak i dostatečnou akumulaci v tkáních.

6.6.3 Výroba a příprava

Izotop ^{99m}Tc se na oddělení nukleární medicíny získává výplachem (elucí) z molybdenového generátoru v podobě technecistanu sodného, který se váže na řadu biologicky důležitých molekul. V nejčastěji používaném generátoru je mateřským prvkem ^{99}Mo ($T_{1/2}$ 66 hodin) ve formě oxidu vázaném na granulích oxidu hlinitého, tento materiál není rozpustný ve vodě, proto zůstává v generátoru, zatímco vymýváním získáváme technecistan sodný. Přeměnou ^{99}Mo vzniká ^{99m}Tc , jenž je následně eluováno fyziologickým roztokem.

Technecium v eluované formě ^{99m}Tc , lze použít jen pro málo vyšetření. Proto byly vyvinuty nové sloučeniny, které jsou schopné vázat technecium a zároveň splňují určité biologické požadavky. Nejčastěji se $^{99m}\text{TcO}_4$ redukuje chloridem cínatým, nebo jiným slabším činidlem, který zajistí, že technecium bude v určité reaktivitě schopné se vázat na předpřipravené ligandy, které se komerčně dodávají jako sety do laboratoří a oddělení nukleární medicíny. Jsou to nejčastěji naměřené ampule s ligandem v ochranné atmosféře.

6.6.4 Další druhy radiofarmak

Zde je zařazen výběr radiofarmak na bázi technecia pro ÚNM VFN v Praze.

^{99m}Tc Cardiospect, ^{99m}Tc Leucoscint, ^{99m}Tc Macroalbumon, ^{99m}Tc Myoview, ^{99m}Tc Nanoalbumon, ^{99m}Tc Nanocoll, ^{99m}Tc Scintimun, ^{99m}Tc Sentiscint,

^{99m}Tc StabilisedCeretec, ^{99m}Tc Teceos, ^{99m}Tc Technecistan sodný, ^{99m}Tc Technescan sodný, ^{99m}Tc Technescan DMSA, ^{99m}Tc Technescan DTPA, ^{99m}Tc Technescan HDP, ^{99m}Tc Technescan MAG3, ^{99m}Tc Tectrotyd, ^{99m}Tc Vasculocis (Místní radiologické standardy pro nukleární medicínu, 2020).

^{99m}Mo generátor (Místní radiologické standardy pro nukleární medicínu, 2020).

6.6.5 Návod na přípravu některých radiofarmak

6.6.5.1 Příprava ^{99m}Tc MIBI z kitu ^{99m}Tc Cardiospect

- „1. Injekční lahvičku s lyofilizovanou směsí vložte do olověného kontejneru.
2. Za aseptických podmínek přidejte do lahvičky injekci technecistanu (^{99m}Tc) sodného o aktivitě 0,37 - 15 GBq v objemu 2 - 5 ml. Před odejmutím injekční stříkačky odsajte z lahvičky stejné množství dusíku pro vyrovnání tlaku v lahvičce. Nepoužívejte od vzdušňovací jehlu!
3. Lyofilizovanou směs rozpustíte promícháním po dobu 10 vteřin.
4. Lahvičku umístěte do stíněné vroucí vodní lázně a zahřívajte ji po dobu 10 minut od opětovného uvedení lázně do varu.
5. Poté přemístěte lahvičku do stíněného prostoru a ponechte ji zde 15 minut do ochlazení na pokojovou teplotu.
6. Stanovte radiochemickou čistotu.
7. Použitelnost značeného přípravku je 8 hodin po rekonstituci. Během této doby množství značeného přípravku ^{99m}Tc MIBI by mělo být ≥ 94 %.
8. V případě potřeby je možné přípravek naředit 1 – 3 ml sterilního 0,9 % roztoku chloridu sodného.“ (SUKL, 2020)

6.6.5.2 Příprava ^{99m}Tc HDP z kitu TechneScanR HDP pro scintigrafii skeletu

„Za aseptických podmínek přidejte do lahvičky TechneScanR HDP požadované množství technecistanu (^{99m}Tc) sodného inj. s maximální aktivitou 7,4 GBq, v objemu 3 – 6 ml a třepějte po dobu 30 sekund do rozpuštění obsahu. Po následující 15minutové inkubaci je roztok připraven k aplikaci. Pro přípravu dávky pro jediného pacienta rozřeďte obsah lahvičky 3 – 6 ml 0,9 % roztoku chloridu sodného a třepějte po dobu 30 sekund do rozpuštění obsahu.

Z lahvičky pak odstraňte takové množství roztoku, aby zbývající objem tvořil asi 1 ml. Poté přidejte požadované množství technecistanu sodného.“ (TechneScan HDP, 2020) Vyrábí a dodává Mallinckrodt Medical B.V. z Nizozemska.

6.6.6 Mo-Tc generátor

Mo-Tc generátor je olovem stíněná nádoba s možností vymývat fyziologickým roztokem. Seskládá z dutiny se sorbentem oxidu hlinitého, na kterém je navázán ^{99}Mo , jenž není rozpustný ve vodě. Dalšími součástmi jsou přívodní a odvodní trubička zakončená jehlou vně pro nasazení ampule pro proplachovací fyziologický roztok a stříkačku pro natažení eluátu s vymytým techneciem. Generátor obsahuje dva různé radionuklidy. Mateřský (^{99}Mo) a dceřiný (^{99m}Tc).

6.7 Jód 123

6.7.1 Popis

^{123}I je čistý gama zářič s poločasem přeměny 13,2 hodiny. Energie emitovaného záření je 159 keV.

6.7.2 Použití

V nukleární medicíně se používá při diagnostice funkčních a morfologických studiích štítné žlázy ([¹²³I] jodid sodný, [¹²³I] NaI, 2020). Izotop jódu se používá pro značení mnoha radiofarmak, nahradil ¹³¹I pro svou výhodnější energii a kratší poločas přeměny. Nyní se užívá jako ¹²³I MIBG (vyšetření srdce), ¹²³I β-CIT (vyšetření Parkinsonovy choroby a demence) nebo ¹²³I Iomazenil (lokalizace center epilepsie) (Hála, 2013).

6.7.3 Výroba a příprava

Vyrábí se v cyklotronu ozařováním obohaceného xenonu nebo přírodního jódu (Květina, 1987).

7 CÍL PRÁCE

Cílem bakalářské práce bylo popsat základní charakteristiky oboru nukleární medicíny, v současné době používanou zobrazovací přístrojovou techniku, základní kritéria při výběru radionuklidů a farmak užívaných pro diagnostické účely. Úvodní část práce obsahuje popis i vysvětlení principu radionuklidových generátorů a stručnou charakteristiku radiační ochrany na pracovištích nukleární medicíny. Pozornost je věnována také metodám značení a také eliminaci radioaktivity z organismu. Radiofarmaka jsou v bakalářské práci rozdělena dle jednotlivých diagnostických modalit, použitého radionuklidu a vhodné přístrojové techniky.

V praktické části bakalářské práce jsem vybral Ústav nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze jako pracoviště nukleární medicíny, kde byly sledovány počty vyšetřených pacientů, spektrum vyšetřovaných diagnóz, použité typy radiofarmak za rok 2019. Jsou zde podrobně popsány nejčastější diagnostické výkony, příprava pacienta a průběh samotného vyšetření na ÚNM VFN v Praze.

8 METODIKA

Podklady pro tuto práci jsem získal z odborné literatury, elektronických dokumentů, z učebních materiálů, příruček a informací pro pacienty. Velká část informací pochází z vnitřních předpisů a interních dat Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze. Údaje jsou uvedeny za rok 2019.

9 VÝSLEDKY

Zde jsou informace o provedených vyšetřeních na přístrojích hybridního systému PET/CT, dvou jednohlavých gamakamerách a dvou přístrojích hybridního systému SPECT/CT, pro ÚNM VFN v Praze.

Tabulka 1 zobrazuje roční výkaz použitých radiofarmak v počtu aplikovaných a snímaných pacientů na hybridním systému PET/CT. Největší podíl zaujímá FDG s 93,7 % všech výkonů. Naopak na nejméně výkonů se použil F DOPA, pouze 12 pacientů ročně.

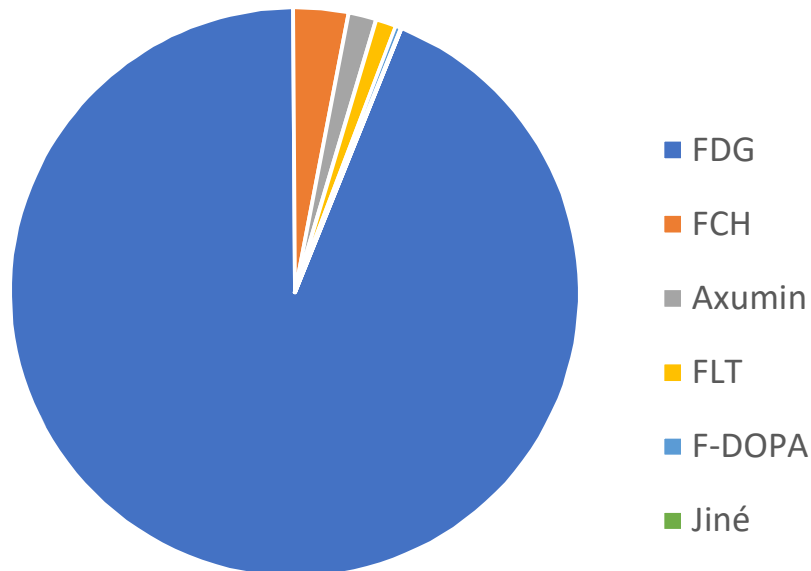
Tabulka 1 Použitá radiofarmaka ÚNM VFN v Praze v roce 2019 pro PET.

Měsíc	Použitá RF na PET za rok 2019					
	FDG	FCH	Axumin	FLT	F DOPA	Jiné
Leden	322	14	5	0	0	0
Únor	290	21	5	4	0	0
Březen	294	13	10	4	8	0
Duben	305	9	5	4	0	1
Květen	292	7	5	4	0	0
Červen	292	15	0	5	0	0
Červenec	283	14	0	0	0	0
Srpen	262	7	0	4	0	0
Září	307	7	5	5	0	0
Říjen	349	8	10	4	0	0
Listopad	315	3	10	5	0	0
Prosinec	224	0	5	4	4	0
Celkem	3535	118	60	43	12	1

Zdroj: ÚNM VFN v Praze.

Graf 1 k tabulce 1 zobrazuje poměr počtů vyšetření podle použitého radiofarmaka v rozdělení na FDG, FCH, Axumin, FLT, F DOPA a jiné.

Graf 1 Použitá radiofarmaka ÚNM VFN v Praze v roce 2019 pro PET.



Zdroj: ÚNM VFN v Praze.

Použití nejčastěji používaného radiofarmaka FDG lze rozdělit na použití pro diagnostiku zánětů, onkologické diagnózy nebo na kontrolu viability kostních štěpů (viz tabulka 2). Z tabulky je zřejmé, že nejčastěji se vyšetřují pacienti s onkologickými onemocněními. Druhou nejčastější položku mají na oddělení pojmenovanou jako „jiné“, o které vyšetření se přesně jedná mi není známo, protože ke složkám jednotlivých pacientů mi byl zamítnut přístup. Viabilitu kostních štěpů provedli pouze jednou, a to v prosinci 2019.

Tabulka 2 Radiofarmaka na bázi ^{18}F pro diagnostiku na PET na VFN v Praze.

Měsíc (pro rok 2019)	Radiofarmaka na bázi ^{18}F			
	nádorová onemocnění	jiné	zánětlivé onemocnění	viabilita štěpu
Leden	290	20	12	0
Únor	264	17	9	0
Březen	266	17	11	0
Duben	274	15	16	0
Květen	275	11	6	0
Červen	270	12	10	0
Červenec	264	13	6	0
Srpen	214	35	13	0
Září	278	13	16	0
Říjen	312	26	11	0
Listopad	292	16	7	0
Prosinec	203	17	3	1
Celkem	3202	212	120	1

Zdroj: ÚNM VFN v Praze.

9.1 Vybraná vyšetření na ÚNM VFN v Praze

9.1.1 Scintigrafické zobrazení plic

Může se provádět buď perfúzně nebo ventilačně. Tyto dvě metody, se mohou snímat samostatně nebo kombinovat a snímat naráz.

Perfúze se provádí na principu mikroembolizace plicních tepének za pomoci $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MAA, což jsou částičky makroalbuminu o velikosti cca 50 μm , které dočasně ucpou krevní řečiště na úrovni kapilár. Množství ucpaných kapilár je do 1 %, avšak v brzké době jsou tyto částičky makroalbuminu rozštěpeny, čímž se zprůchodní krevní řečiště. Vyšetření trvá 10 – 15 minut.

Při vyšetření plicní ventilace pacient vdechuje radioaktivní krypton, který zobrazí dutiny plic, do kterých pronikne fyziologickou cestou při aktivním dýchání.

9.1.1.1 Kontraindikace

Toto vyšetření nemá absolutní kontraindikace. Gravidita a laktace jsou pouze relativní. Aplikovanou aktivitu lze zredukovat dle potřeby a pokynu lékaře.

9.1.1.2 Radiofarmaka

Pro perfúzní vyšetření se používá ^{99m}Tc MAA, pro ventilaci se používá ^{81m}Kr .

9.1.1.3 Příprava pacienta

Příprava pacienta není nutná. Pacient musí podepsat informovaný souhlas k vyšetření.

9.1.1.4 Průběh vyšetření a akvizice

Pacient je vleže na zádech na aplikačním lůžku naaplikován i.v. radiofarmakem pro perfúzi, po 3 – 5 minutách se provede planární snímek v přední, zadní a obou zadních šikmých projekcích, může se provést i SPECT.

Při vyšetření plicní ventilace se používá radioaktivní plyn krypton. ^{81m}Kr se vyplachuje z generátoru sterilním vzduchem nebo kyslíkem, směs plynů vycházející z generátoru je vdechována pacientem přes jednosměrný ventil, aby pacient nevydechoval krypton zpět do generátoru. Vydechovaná směs plynů je obvykle vedena odvětráváním ven z budovy. Snímání se provádí ve stejné pozici i ve shodných projekcích jako při perfúzi. To redukuje nutnost skladovat radioaktivní odpad.

Tato metoda umožňuje kombinovat snímání perfúze i ventilaci naráz z důvodu rozdílné energie použitých radionuklidů. Postprocessing umí rozlišit perfúzi od ventilace ze snímků podle energie detekovaných fotonů záření gama.

Negativní nález představuje homogenní distribuci kryptonu i techneciového radiofarmaka v obou plicích.

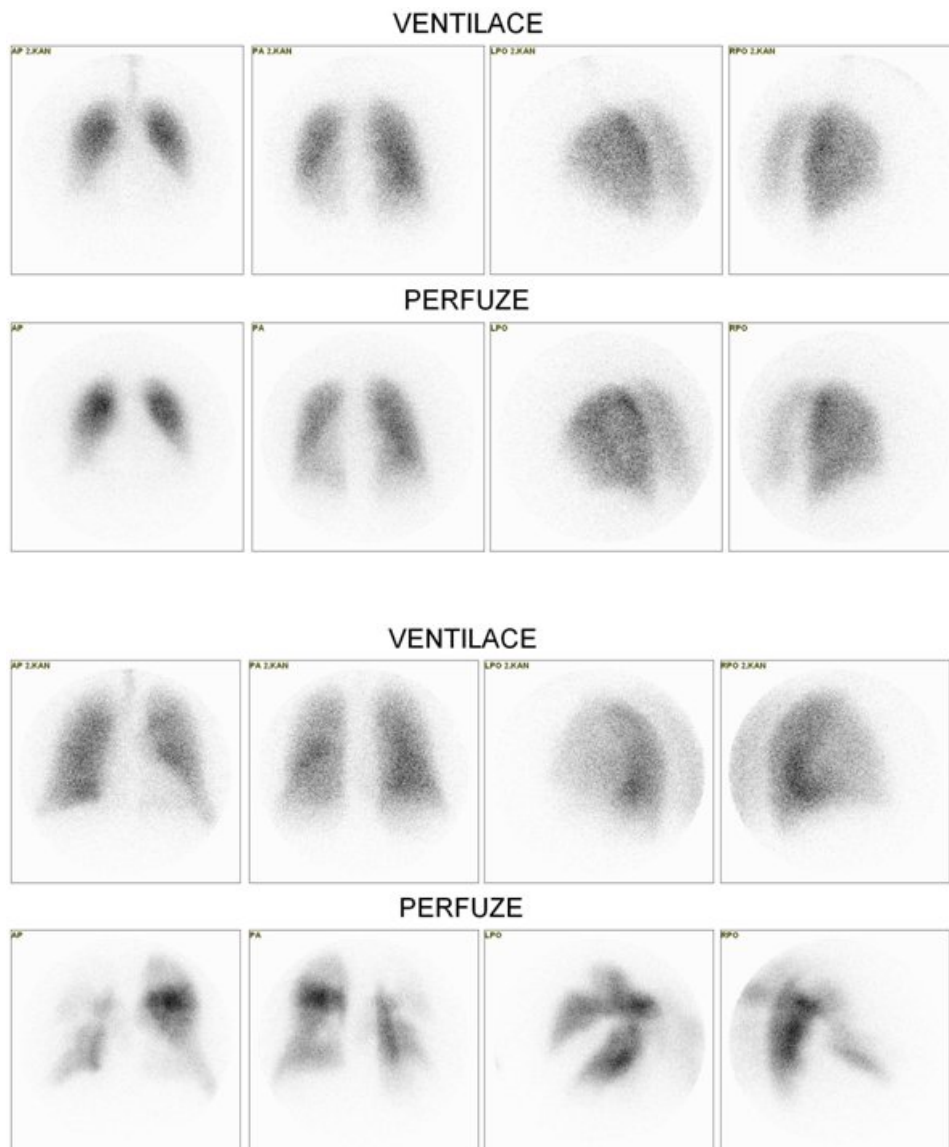
9.1.1.5 Postprocessing

Pro toto vyšetření je postprocessingem pouze zapsání strany a pacienta, případně může být fúzován překryv planárních snímků nebo jiná fúze ze SPECT.

Tato dvě vyšetření je možné spojit díky rozdílným fyzikálním energiím kryptonu (191 keV) a technecia (140 keV).

Horní obrázek vykazuje fyziologické parametry plic, dolní snímek zobrazuje plicní embolii, ztráta prokrvení při zachované ventilaci.

Obrázek 4 Plicní scintigrafie



Zdroj: ÚNM VFN

9.1.1.6 Radiační zátěž

Radiační zátěž je srovnatelná s běžným rtg snímkem plic.

9.1.2 Scintigrafické vyšetření srdce

Perfúzní scintigrafie myokardu se používá při nejasných nálezech na EKG, atypických potížích – bolest na hrudníku, pro určení rozsahu srdeční

nedokrevnosti a její závažnosti, zhodnocení efektu příp. léčby např. po trombolýze (Informace pro pacienty, 2020).

9.1.2.1 Kontraindikace

Kontraindikací je gravidita, relativní kontraindikací je kojení.

9.1.2.2 Radiofarmaka

^{99m}Tc Tetrofosmin, toto radiofarmakum lze připravit na oddělení nukleární medicíny s pomocí kitu Myowiew. Další možností mezi radiofarmaky je ^{99m}Tc MIBI (Ústav nukleární medicíny, 2020).

9.1.2.3 Příprava pacienta

Pacient by neměl alespoň 2 hodiny před vyšetřením jíst a pít. Případné vysazení betablokátorů je na ordinaci ošetřujícího lékaře. Dáme pacientovi podepsat informovaný souhlas.

9.1.2.4 Průběh vyšetření a akvizice

Pacient přichází na vyšetření na lačno Pacient si s sebou přinese tučnou stravu, nejlépe čokoládu a alespoň 0,5 litru tekutiny. Tučná strava usnadňuje vyloučení radiofarmaka z jater, čímž se zlepší výsledný obraz. Toto vyšetření sestává ze dvou vyšetření, prvním z nich je zátěžové. Pacient šlape na rotopedu, v maximální možné zátěži se mu aplikuje radiofarmakum, pacient přestává šlapat a přesune se pod detektor, kde se snímá záření z technecia. Radiofarmakum se aplikuje i.v. a vychytává se během jedné až dvou minut v myokardu, tím se zobrazí perfuze myokardu v maximální zátěži. Pro kvalitní snímání se spolu se snímáním na kameře zaznamenává i pacientovo EKG, podle kterého se následné snímky rekonstruují. Tento způsob vyšetření se nazývá „gated“ neboli hradlované snímání. Umožňuje zobrazit srdce

v jednotlivých fázích svého pohybu, výsledný obraz je přesnější pro diagnostiku.

V případě pozitivního nebo nejasného nálezu při zátěžovém vyšetření je možné toto vyšetření provést i v klidu pacienta. Obvykle se provádí následující den, průběh snímání je stejný, pouze není pacient vystaven fyzické námaze.

Hodnotí se především rozsah a lokalizace nedokrevnosti, při možnosti porovnání s klidovým snímáním se porovnává prokrvení a jsou zjištělé pouze nedostatky prokrvení nebo jizvy na myokardu. Lze spočítat ejekční frakci levé komory.

9.1.2.5 Postprocessing

Zpracování obrazu si provede lékař, nebo laborant dle přednastavených postupů.

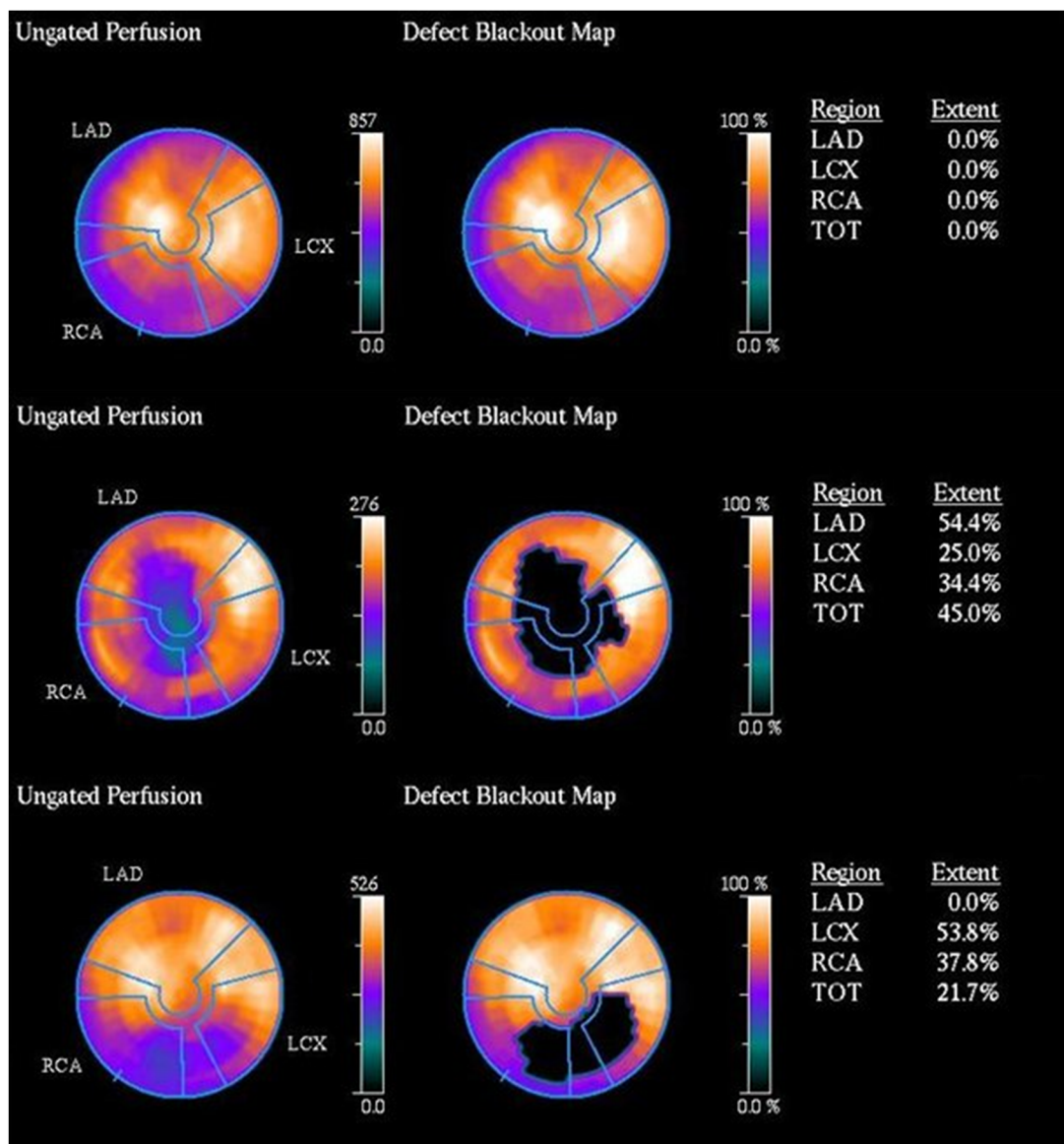
Pro ukázkou jsou uvedeny 3 snímky na různých pacientech, rekonstruovaných snímků je celá řada, toto je pouze ukázkový výběr.

První snímek je normální nález, druhý a třetí snímek představují určitý druh nedokrevnosti. V porovnání se snímáním v klidu lze zjistit, že druhý snímek je nedokrevnost v místě jizvy po infarktu myokardu, a třetí snímek je pouze nedokrevnost v zátěži způsobená zúženým průsvitem koronárních tepen.

9.1.2.6 Radiační zátěž

„Srovnatelná s rtg, podstatně nižší, než u angiografie nebo CT vyšetření.“
(Ústav nukleární medicíny, 2020)

Obrázek 5 Scintigrafie srdce



Zdroj: ÚNM VFN (editováno)

9.1.3 Scintigrafie skeletu

Scintigrafické vyšetření skeletu slouží k zobrazení míry kostní přestavby za pomoci osteotropního radiofarmaka. Výhodou tohoto vyšetření je vysoká senzitivita. Provádí se při podezření na patologické a metabolické změny kostní tkáně, nerozpoznané fraktury, artritidy, kostní infarkty, posouzení viability

kostních štěpů, nejasné bolesti kostí a kloubů nebo při systémových metabolických onemocněních (Scintigrafie skeletu, 2020).

9.1.3.1 Kontraindikace

Mezi kontraindikace patří gravidita, laktace je pouze relativní.

9.1.3.2 Radiofarmaka

Použité radiofarmakum jsou fosfonáty a fosfáty technecia ^{99m}Tc HDP (kit TechneScan HDP), MDRÚ 700MBq na 70 kg pacienta. Lze připustit pro rozpětí hmotností 60 – 85 kg. Při odlišné hmotnosti pacienta se aktivita radiofarmak přepočítá podle hmotnostního faktoru F (Příloha 1). Aplikovaná aktivita se zaznamenává do dokumentace pacienta.

9.1.3.3 Příprava pacienta

Pacient není před vyšetřením nijak omezen. Je doporučena vyšší hydratace. Podepsat informovaný souhlas.

9.1.3.4 Průběh vyšetření a akvizice

Ihned po přijetí pacienta kontrolujeme jeho totožnost, zdravotní informace na žádosti o vyšetření a jeho dokumentaci. Ptáme se na subjektivní problémy, alergie, graviditu nebo kojení. Zjištění výšky a hmotnosti pacienta provedeme dotazem nebo kontrolou na vyšetřovně. Dále si připravíme pomůcky pro aplikaci RF, dojde k ověření a samotné i.v. aplikaci. Po aplikaci pacient vyčká v čekárně nebo mimo ni po dobu 2 – 3 hodiny. Je kladen důraz na zvýšený příjem tekutin. Bezprostředně před zahájením vyšetření se pacient dojde vymočít. Pacient ve vyšetřovně odloží veškeré kovové předměty, klíče, brýle, zubní náhrady. Pacienta polohujeme na záda, ruce podél těla, podložená hlava, špičky chodidel k sobě, fixujeme popruhy. Nutné zachovat symetrii končetin.

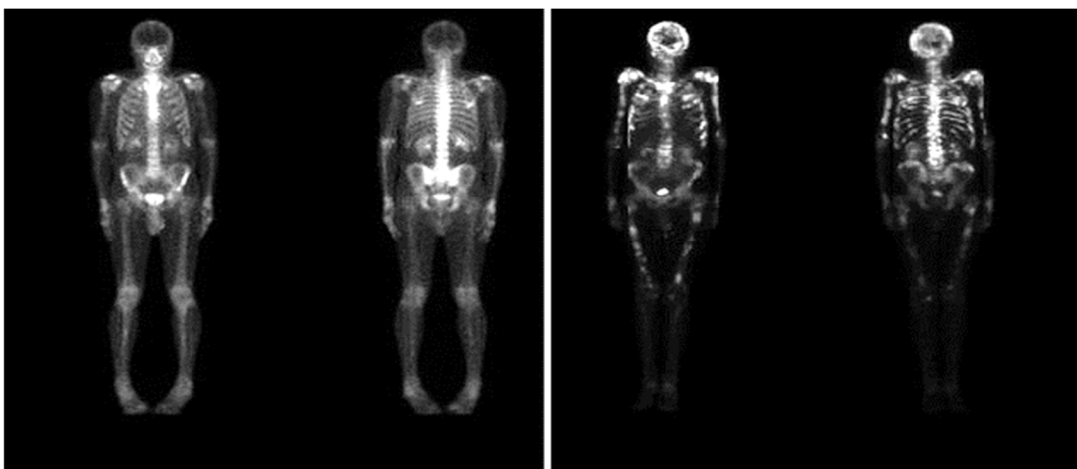
Standardně se provádí „Whole Body“, což je celotělové snímání od hlavy k chodidlům. Nastaví se začátek snímání a délka záběru, nesmí být uříznuta část hlavy. Snímá se 16 cm/min, kolimátor LEHR. Dalším snímáním je „Spect ECO“, které je zaměřeno na páteř. Pacient má ruce za hlavou. Musí obsahovat S/I skloubení. Snímá se při rotaci po 3°, 120 snímků po 10 – 20 sekundách na projekci. Další typy snímání jsou na úsudku a potřebách daného lékaře. Mezi další typy akvizic patří „Skelet statika“ (doba snímání 300 s, zaměřeno dle lékaře), „Spect STANDARD“ (rotace po 6°, 120 projekcí, 20 – 30 s na projekci). ECO je pouze časově zkrácená verze snímání Standardu. Podle použité technologie lze snímat CT (řez na 3,4 mm).

Variantou tohoto vyšetření je třífázová scintigrafie skeletu. První fáze snímání je ihned po aplikaci radiofarmaka pro zobrazení perfúze, druhá fáze se snímá 7 – 10 minutách od aplikace, zobrazuje krevní náplň. Tyto dvě fáze zachycují prokrvení a vaskularizaci tkáně. Třetí fáze je shodná s první variantou tohoto vyšetření, popsanou výše.

9.1.3.5 Postprocessing

Zpracování obrazu provádí lékař. Vytváří planární scintigramy ve standardních projekcích s popisem. Je možné nastavit individuální zpracování obrazu v případě atypického snímání, například při nízké četnosti snímaných impulzů.

Obrázek 6 Scintigrafie skeletu



Zdroj: ÚNM VFN (editováno)

9.1.3.6 Radiační zátěž

Dospělý pacient přijme nejvyšší dávku na povrchu kostí v hodnotě zhruba 0,063 mGy/MBq za použití ^{99m}Tc HDP.

9.1.4 Scintigrafie štítné žlázy a příštítných tělísek

Scintigrafické vyšetření štítné žlázy a příštítných tělísek se sestává ze dvou oddělených vyšetření. Nejdříve se vyšetřují příštítná tělíska. Ve velmi krátké době po aplikaci RF se zobrazují parathyreooidní adenomy. Druhé vyšetření je zaměřené na štítnou žlázu – vyšetřuje se velikost, tvar, nodularita, funkce po různých výkonech, ablacii štítné žlázy, zejména u pacientů se strumovitým onemocněním.

9.1.4.1 Kontraindikace

Mezi kontraindikace patří v nedávné době provedené vyšetření za použití jodové kontrastní látky, používání jodové dezinfekce. Léky na štítnou žlázu

musí pacient dle určení lékaře vysadit na 2 – 4 týdny předem. Relativní kontraindikací je gravidita, vyšetření se může provést z vitálních důvodů.

9.1.4.2 Radiofarmaka

Pro vyšetření štítné žlázy se využívá ^{99m}Tc pertechnát nebo ^{123}I , pro zobrazení příštítných tělísek se používá ^{99m}Tc MIBI, které se připravuje z kitu Cardiospect.

$$A_{\text{aplikovaná}} = A_{\text{standard}} \cdot F$$

9.1.4.3 Příprava pacienta

Pacient musí před vyšetřením být alespoň 4 hodiny lačný, musí vysadit některé léky na stimulaci štítné žlázy, jodové preparáty i používání jodové dezinfekce. Další dle pokynů ošetřujícího lékaře. Kromě kontroly totožnosti pacienta a kontroly jeho anamnézy, hmotnosti, možnosti těhotenství, jej ještě necháme podepsat informovaný souhlas.

9.1.4.4 Průběh vyšetření a akvizice

Pacient přichází na vyšetřovnu vymočený, odloží vše kovové v oblasti horní poloviny těla, položíme ho na vyšetřovací lůžko na záda, hlavou do přístroje SPECT/CT, ruce podél těla. Aplikace RF probíhá i.v. přímo na lůžku. Snímá se na SPECT/CT GE HawkEye. Nejdříve se provede CT od baze lební se zakloněnou hlavou pro šetření oční sítnice na jeden záběr kamery. Následně se snímá SPECT s rotací po 3° , 20 sekund na projekci. Použit je kolimátor LEHR.

Dále se snímá statický planární snímek na 120 sekund čelně na pacienta s následným záběrem na místo vpichu po dobu zhruba 60 sekund. Toto snímání umožňuje lékařům odečíst aktivitu ve štítné žláze z celkové aplikace. Další snímek je cílen dle potřeby lékaře. Po tomto snímku pacient odchází na 2 - 3 hodiny mimo oddělení nebo do čekárny. Po této době je pacient naaplikován

čistým eluátem technecia a položí se opět na vyšetřovací lůžko SPECT/CT. Nyní se provede snímání CT od slinných žláz po srdce.

Následuje planární snímek trvající okolo šesti sekund, na kterém se značkovačem označí jugulární prostor pro lepší orientaci lékaře. Zhruba po 15 – 30 minutách po druhé aplikaci čistého eluátu ^{99m}Tc i.v. se provede SPECT cílené na štítnou žlázu s rotací po 3° po 20 s na projekci. Podle požadavků lékaře je možné vyšetření doplnit o statický snímek štítné žlázy zhruba na 300 kcts se zoomem 2,5.

9.1.4.5 Postprocessing

Zpracování obrazu provádí lékař. Vytváří planární scintigramy ve standardních projekcích i s popisem. Je možné nastavit individuální zpracování obrazu v případě atypického snímání, například při nízké četnosti snímaných impulzů.

9.1.4.6 Radiační zátěž

Orgán s nejvyšší absorbovanou dávkou záření je příčná část tlustého střeva o velikosti 0,057 mGy/MBq (Místní radiologické standardy pro nukleární medicínu).

Tabulka 3 Počty vyšetření jednofotonovou metodou na přístrojích GE.

Statistika vyšetření za období 2.1.2019 - 20.12.2019		
Vyšetření	počet	použité radiofarmakum
jícen	22	99mTc koloid
krvácení do GIT	1	99mTc čistý
ledviny statika	213	99mTc DMSA
ledviny dynamika	206	99mTc MAG3
leukocyty značené	13	99mTc HMPAO
lymfografie DK	334	99mTc nanokoloid
lymfografie HK	58	99mTc nanokoloid
lymfografie trupu	22	99mTc nanokoloid
sentinelová uzlina	392	99mTc nanokoloid
mozek perfuzní	4	99mTc HMPAO nebo 99mTc ECD
DaTSCAN	107	123I DaTSCAN
Octreoscan	77	111In Octreoscan
pľíce perfuzní	1	99mTc Macroalbumon
kostní dřeň	2	99mTc Nanocoll
skelet	1195	99mTc MDP
studie ARN	54	99mTc MDP
studie onkologie FP	34	99mTc MDP
přístřtná těľiska	308	123I nebo 99mTc MIBI
šťitná žľáza	328	99mTc čistý
Zevalin	1	90Y Zevalin
Celkem	3372	

Zdroj: ÚNM VFN v Praze

Z tabulky je zřejmé, že nejčastějším vyšetřením je scintigrafie skeletu za pomoci ^{99m}Tc HDP. Studie ARN a FP jsou speciální vyšetření skeletu na ÚNM VFN v Praze, které jsou spíše výzkumem, a tudíž se nevykazují jako výkon pro pojišťovnu. Do celkového počtu vyšetření se ovšem počítají. Nejčastěji používanými radiofarmaky na přístrojích GE na tomto pracovišti jsou založena na bázi technecia. Technecium je použito z 89 % ± 4,5 %.

10 DISKUZE

V této bakalářské práci je shrnuto několik zásadních vyšetřovacích metod na pracovišti nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, vše s popisem nejčastěji užívaných radiofarmak. Podklady pro tuto práci jsem získal z různých zdrojů, včetně místních radiologických standardů, pracovních postupů, brožur a osobní konzultace s pracovníky Ústavu nukleární medicíny VFN v Praze.

Toto pracoviště disponuje v dnešní době moderním přístrojem s detekční technologií pozitronové emisní tomografie v hybridním systému s CT, na kterém se vyšetřuje zhruba polovina všech výkonů tohoto pracoviště. Tento přístroj je umístěn v budově historické zástavby nemocnice. Dále jsou na tomto pracovišti dvě jednodetektorové gamakamery MB9200 maďarské výroby sloužící především k diagnostice plicních onemocnění. Tyto kamery používají svůj samostatný ovládací počítač, vzhledem k použití této techniky s plynným radiofarmakem, je stavebně oddělená od ostatních zobrazovacích přístrojů na tomto oddělení. Výsledky z těchto kamer nejsou v této práci zahrnuty z důvodu jejich odstávky při koronavirové krizi a uzamčení této části oddělení. I proto nemám přístup k datům o výkonech na těchto zařízeních z roku 2019. V poslední řadě toto pracoviště disponuje dvěma přístroji firmy GE. Oba jsou hybridní systémy SPECT/CT se dvěma detektory s vyměnitelným kolimátorem pro nízké, střední a vysoké energie.

Na tomto pracovišti se používají nejen gamazářiče, ale také pozitronové zářiče. Nejvíce výkonů bylo provedeno s fluorovými pozitronovými zářiči, zejména jako radiofarmakum FDG. Druhým nejčastěji používaným zářičem je technecium 99 metastabilní, které bylo použito při 44 % (± 5 %) ze všech vyšetření na tomto oddělení.

11 ZÁVĚR

Vyšetřovací metody na pracovištích nukleární medicíny hrají nezastupitelnou roli v diagnostice specifických onemocnění. Správná diagnóza je velmi důležitá pro přístup k přesně cílené léčbě. Z tohoto důvodu používáme pro různé druhy onemocnění různé druhy radiofarmak.

Na počátku této práce popisují úvod do mikrosvěta s následným přesunem přes vznik ionizujícího záření k radiační ochraně a nukleární medicíně dnešní moderní doby.

Cílem práce bylo vytvořit přehled nejpoužívanějších diagnostických výkonů na Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a ty následně popsat. Ve výsledcích je popsáno scintigrafické vyšetření plic ventilačně i perfúzně, scintigrafické vyšetření myokardu, skeletu a štítné žlázy s příštítnými tělísky. U každého popsaného vyšetření jsou uvedeny použité radiofarmaka, příprava pacienta i průběh vyšetření. Součástí popisu výkonů mohou být ukázkové obrázky výstupů z jednotlivých vyšetření. První obrázek je vždy fyziologický nálezn.

Tato práce je především popisem zmíněných vyšetřovacích výkonů, popisem a rozbořením některých radionuklidů a jejich farmak. Účel této práce je zejména informativní, a to nejen pro ostatní studenty v oboru nukleární medicíny.

12 PŘÍLOHY

Příloha 1 Hodnoty faktoru F pro výpočet aplikované aktivity radiofarmaka.

Hodnoty faktoru F pro výpočet aplikované aktivity RF v závislosti na tělesné hmotnosti vyšetřované osoby			
Hmotnost pacienta v kg	Faktor F	Hmotnost pacienta v kg	Faktor F
4	0,14	70	1
5	0,17	75	1,05
6	0,19	80	1,1
7	0,21	85	1,15
8	0,23	90	1,19
9	0,25	95	1,24
10	0,27	100	1,28
11	0,29	105	1,33
12	0,32	110	1,37
13	0,34	115	1,41
14	0,36	120	1,46
15	0,38	125	1,5
20	0,46	130	1,54
25	0,54	135	1,58
30	0,62	140	1,62
35	0,69	145	1,66
40	0,76	150	1,7
45	0,81	155	1,74
50	0,88	160	1,78
52 – 54	0,9	165	1,82
56 – 58	0,92	170	1,86
60 – 62	0,96	180	1,94
64 – 66	0,98	190	2,01
68	0,99	200	2,085

Zdroj: Místní radiologické standardy pro nukleární medicínu

13 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

IZ – ionizující záření

kcts – označení množství (cts – counts)

PET – pozitronová emisní tomografie – druh scintigrafického vyšetření

SPECT – jednofotonová emisní tomografie – druh scintigrafického vyšetření

RTG – rentgen

CT – výpočetní tomografie

MDRÚ – místní diagnostická referenční úroveň

keV – jednotka energie v dozimetrii a jaderné fyzice

α β γ – druhy ionizujícího záření

ICRP – Mezinárodní komise radiologické ochrany

RBÚ – relativní biologická účinnost

ÚNM VFN – Ústav nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice

GM čítač – Geiger-Müllerův detektor

CNS – centrální nervová soustava

Wholebody – celotělové snímání

SpectECO – zkrácený postup snímání při scintigrafii na ÚNM VFN

ACE inhibitor – lék – enzym snižující krevní tlak

ppm – parts per milion – počet z milionu kusů

14 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Tištěné zdroje

1. FREMUTH, František. *Účinky záření a chemických látek na buňky a organismus: vysokoškolská učebnice pro přírodovědné fakulty*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1981, Učebnice pro vysoké školy (Státní pedagogické nakladatelství).
2. HÁLA, Jiří. *Radioaktivní izotopy*. Tišnov: Sursum, 2013. ISBN 978-80-7323-248-1.
3. HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzika*. Praha: Avicenum, 1990. ISBN 978-80-201-0046-6
4. KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL. *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus, 2005. ISBN 80-86571-09-2.
5. KVĚTINA, Jaroslav. *Radiofarmaka: učebnice pro farmaceutické fakulty*. Praha: Avicenum, 1987.
6. NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN 978-80-247-1152-2.
7. PODZIMEK, František. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. Praha: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5.
8. ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.

Internetové zdroje:

1. Detekce a spektrometrie ionizujícího záření [online]. 2020 [cit. 2020-02-15]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm>
2. Development of a nickel plated aluminum krypton-81m target system [online]. 2019 [cit. 2019-12-18]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969804316310661>

3. Fluor-18 [online]. 2020 [cit. 2020-01-29]. Dostupné z: <https://cs.dbpedia.org/page/Fluor-18>
4. Fotonásobiče (1) [online]. 2020 [cit. 2020-03-16]. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/svetlo/casopis/tema/fotonasobice-1--15756>
5. Informace pro pacienty, [online]. 2020 [cit. 2020-04-19]. Dostupné z: <https://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/cast-pro-dospele/klinika-nuklearni-mediciny-a-endokrinologie-uk-2-1/>
6. Koncepce oboru nukleární medicíny [online]. 2020 [cit. 2020-05-06]. Dostupné z: https://www.csnm.cz/files/society/boardReports/Koncepce_NM_20170317.pdf
7. Kr(p, xn) excitation functions and generator studies [online]. 2019 [cit. 2019-12-18]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020708X81901216>
8. Nemocnice Tomáše Bati ve Zlíně [online]. 2020 [cit. 2020-04-05]. Dostupné z: [https://www.kntb.cz/userfiles/I\(1\).pdf](https://www.kntb.cz/userfiles/I(1).pdf)
9. oboru [online]. 2020 [cit. 2020-03-13]. Dostupné z: <https://www.csnm.cz/article/show/aboutDomain/default>
10. Polovodičové detektory [online]. 2020 [cit. 2020-02-15]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/852-polovodicove-detektory>
11. Radioaktivita a ionizující záření [online]. 2020 [cit. 2020-03-14]. <https://www.fbi.vsb.cz/export/sites/fbi/050/.content/galerie-souboru/studijni-materialy/zareni.pdf>
12. Radiobiologie [online]. 2020 [cit. 2020-01-25]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/13/132.html>
13. Scintigrafie skeletu [online]. 2020 [cit. 2020-04-05]. Dostupné z: https://www.fno.cz/documents/2007_06_28_004.pdf

14. TechneScan HDP [online]. 2019 [cit. 2020-04-28]. Dostupné z: http://www.kcsolid.cz/zdravotnictvi/nuklearni_medicina/katalog_kity/vypis-kity.php?drn=4366&pripravek=TechneScan%20HDP2.
15. ULLMANN, V. Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření [online]. 2020 [cit. 2020-01-21]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#ZpusobyOchrany>
16. [123I] jodid sodný, [123I] NaI studies [online]. 2020 [cit. 2020-01-29]. Dostupné z: <https://www.radiomedic.cz/odborne-info/123inal/>
17. Ústav nukleární medicíny [online]. 2020 [cit. 2020-05-07]. Dostupné z: <http://unm.lf1.cuni.cz/>
18. Státní ústav pro kontrolu léčiv medicíny [online]. 2020 [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: <http://www.sukl.cz/>

Další zdroje:

1. Místní radiologické standardy pro nukleární medicínu, ÚNM VFN v Praze. 2019
2. Studijní materiály NNH, Mihalová. 2016

15 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1</i>	<i>Filmový dozimetr</i>	30
<i>Obrázek 2</i>	<i>Segment 4 fotonásobičů se scintilačními krystaly, porovnání velikosti.</i>	32
<i>Obrázek 3</i>	<i>Schéma fotonásobiče.</i>	33
<i>Obrázek 4</i>	<i>Plicní scintigrafie</i>	52
<i>Obrázek 5</i>	<i>Scintigrafie srdce</i>	55
<i>Obrázek 6</i>	<i>Scintigrafie skeletu</i>	58

16 SEZNAMU POUŽITÝCH TABULEK

<i>Tabulka 1 Použitá radiofarmaka ÚNM VFN v Praze v roce 2019 pro PET</i>	47
<i>Tabulka 2 Radiofarmaka na bázi ^{18}F pro diagnostiku na PET na VFN v Praze.</i>	49
<i>Tabulka 3 Počty vyšetření jednofotonovou metodou na přístrojích GE.</i>	61

17 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Hodnoty faktoru F pro výpočet aplikované aktivity radiofarmaka