

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2024

Anna Chromcová

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Radiační zátěž u pacientů při PET/CT vyšetřeních

Bakalářská práce

2024

Anna Chromcová

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2022/2023

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Anna Chromcová**
Osobní číslo: **Z21204**
Studijní program: **B0914P360014 Radiologická asistence**
Téma práce: **Radiační zátěž pacientů při PET/CT vyšetřeních**
Téma práce anglicky: **The radiation exposure of patients during PET/CT examinations**
Zadávající katedra: **Katedra klinických oborů**

Zásady pro vypracování

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**
Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-172-6.
2. KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4031-6.
3. KUBINYI, Jozef, Jozef, SABOL a Andrej, VONDRÁK. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing, a. s., 2018. ISBN 978-80-271-0168-9.
4. PODZIMEK, František. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. Praha: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5.
5. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových úkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

Vedoucí bakalářské práce: **RNDr. Drahomíra Pecinová, Ph.D.**
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2022**
Termín odevzdání bakalářské práce: **24. dubna 2024**

doc. RNDr. ThLic. Karel Sládek, Ph.D., MBA v.r.
děkan

L.S.

Mgr. Zuzana Červenková, Ph.D. v.r.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 11. dubna 2024

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji:

Práci s názvem Radiační zátěž pacientů při PET/CT vyšetřeních jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše. Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 24. 4. 2024

Anna Chromcová v. r.

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych chtěla poděkovat vedoucí bakalářské práce RNDr. Drahomíře Pecinové Ph.D. za odborné vedení, připomínky, cenné rady, velkou trpělivost a vstřícnost.

Dále bych chtěla poděkovat mé rodině za psychickou a finanční podporu při studiu a možnost vzdělávat se. Za jejich trpělivost a „naději ve mě“, kterou do mě vkládali.

ANOTACE

Nukleární medicína je specializované lékařské odvětví, které využívá radioaktivní látky (radiofarmaka) k diagnostice, léčbě a výzkumu různých onemocnění. Radiofarmaka se obvykle podávají pacientům buď intravenózně, nebo jsou inhalovány či požitý.

Co se týče radiační zátěže, je důležité si uvědomit, že nukleární medicína používá velmi nízké dávky radioaktivního záření. Tyto dávky jsou pečlivě kontrolovány a minimalizovány, aby se minimalizovalo riziko škodlivých účinků na pacienta.

KLÍČOVÁ SLOVA

Radiační zátěž, PET/CT, ^{18}F -FDG, ^{18}F -cholin

TITLE

In the summer of 2022, the hybrid PET/CT scanner was replaced at ONM FN HK. A 2008 GE Discovery VCT PET/CT was replaced with a new Discovery MI Gen2 PET/CT, also from GE Healthcare. The new device is technically at a much higher level compared to the old one. The aim is to compare these facts with each other from the point of view of optimizing the radiation protection of patient.

ANNOTATION

Nuclear medicine is a specialized branch of medicine that uses radioactive substances (radiopharmaceuticals) for the diagnosis, treatment and research of various diseases. Radiopharmaceuticals are usually given to patients either intravenously or inhaled or ingested.

Regarding radiation exposure, it is important to remember that nuclear medicine uses very low doses of radioactive radiation. These doses are carefully controlled and minimized to minimize the risk of harmful effects to the patient.

KEYWORDS

Radiation load, PET/CT, ^{18}F -FDG, ^{18}F -cholin

OBSAH

Úvod.....	11
1 Cíle a metody práce	12
1.1 Cíle práce	12
1.2 Metody k dosažení cíle	12
2 Teoretická část	13
2.1 Pozitronová emisní tomografie PET	13
2.1.1 Fúze obrazů.....	13
2.1.2 Radiofarmaka.....	14
2.1.3 Fyzikální charakteristiky radionuklidů	17
2.1.4 Radiofarmaka pro PET v bakalářské práci	19
2.2 Výpočetní tomografie CT	20
2.2.1 Princip CT.....	20
2.2.2 Historie a inovace v počítačové tomografii	21
2.2.3 CT skener	22
2.2.4 Parametry skenování u CT.....	24
2.2.5 Hybridní systém PET/CT.....	24
2.3 Radiační ochrana při lékařském ozáření	25
2.3.1 Veličiny v radiační ochraně	25
2.3.2 Cíle a principy v radiační ochraně	26
2.3.3 Druhy ozáření a zdrojů	26
2.3.4 Radiační ochrana v nukleární medicíně.....	27
2.3.5 Diagnostické referenční úrovně	28
2.3.6 Radiologické standardy.....	30
2.4 Hodnocení dávek	31
2.4.1 PCXMC	31
2.4.2 ImPact CT	32

2.4.3	SW	32
2.4.4	MIRD	32
2.4.5	VirtualDose	33
	Výzkumná část	35
3	VÝPOČET RADIAČNÍCH DÁVEK PACIENTŮ	35
3.1	Vstupní data	35
3.2	Výpočet efektivní dávky z radiofarmaka	36
3.3	Výpočet efektivní dávky z CT	39
4	VÝSLEDKY RADIAČNÍCH DÁVEK PACIENTŮ	40
4.1	Vyšetření pacientů před rokem 2022	41
4.1.1	Vyšetření s ¹⁸ F-CHOLINEM (před rokem 2022)	41
4.1.2	Vyšetření s ¹⁸ F-FDG (před rokem 2022)	42
4.2	Vyšetření pacientů po roce 2022	43
4.2.1	Vyšetření s ¹⁸ F-CHOLINEM (po roce 2022)	43
4.2.2	Vyšetření s ¹⁸ F-FDG (po roce 2022)	44
5	DiskuSe	45
6	Závěr	52
7	Použitá literatura	53
	Primární zdroje	53
	Sekundární zdroje	54

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1 - Princip PET (Lindström, 2022).....	13
Obrázek 2 - VirtualDose 1 (Virtual Phantoms, 2022)	33
Obrázek 3 - VirtualDose 2 (Virtual Phantoms, 2022)	34
Obrázek 4 - Příklad Dose Reportu z PET části vyšetření	35
Obrázek 5 - Příklad Dose Reportu z CT části vyšetření	36
Obrázek 6 - Průměrné expozice obyvatel podle zdrojů záření (UNEP, 2016)	49
Tabulka 1 - Hodnoty HU pro různé tkáně a materiály (Súkupová, 2018).....	23
Tabulka 2 - Souhrn údajů o přípravku ISAocholine (Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2021) ...	37
Tabulka 3 – Souhrn údajů o přípravku: roztok 2-[¹⁸ F]-FDG 1 – 20 GBq injekční roztok (Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2019)	38
Tabulka 4 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ¹⁸ F-cholinem před rokem 2022	41
Tabulka 5 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ¹⁸ F-FDG před rokem 2022	42
Tabulka 6 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ¹⁸ F-cholinem po roce 2022	43
Tabulka 7 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ¹⁸ F-FDG po roce 2022	44
Tabulka 8 - Přehled vyšetření a jejich hodnot.....	45
Tabulka 9 - Typické efektivní dávky z lékařského ozáření v ČR (SÚRO, 2012-2014).....	49
Tabulka 10 - Srovnání radiační zátěže (Quinn, 2016)	51

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

CT - výpočetní tomografie

Gy - Gray

IZ - ionizující záření

keV - kiloelektronvolt

LOR - line of response

MDRÚ - Místní diagnostická referenční úroveň

MRI - magnetická rezonance

mSv - milisievert

NDRÚ - Národní diagnostická referenční úroveň

NM - nukleární medicína

ONM FN HK - Oddělení nukleární medicíny Fakultní nemocnice Hradec Králové

PET - pozitronová emisní tomografie

RTG - rentgenovo (záření)

SPECT - Jednofotonová emisní tomografie

ÚVOD

Na ONM FN HK došlo v létě roku 2022 k přístrojové obměně hybridního skeneru PET/CT. Přístroj PET/CT Discovery VCT firmy GE z roku 2008 byl vyměněn za nový PET/CT Discovery MI Gen2, rovněž od firmy GE Healthcare. Nový přístroj je v porovnání se starým technicky na mnohem vyšší úrovni. Cílem je porovnat tyto skutečnosti mezi sebou z hlediska optimalizace radiační ochrany pacientů.

1 CÍLE A METODY PRÁCE

1.1 Cíle práce

1. Zjistit, jaká je radiační zátěž pacientů podstupujících vyšetření s 18F-FDG na „novém“ přístroji PET/CT po provedené přístrojové obměně na ONM v roce 2022;
2. Srovnat tuto radiační zátěž s radiační zátěží pacientů, kteří podstoupili stejná vyšetření na „starém“ přístroji PET/CT;
3. Zhodnotit optimalizaci radiační ochrany pacientů.

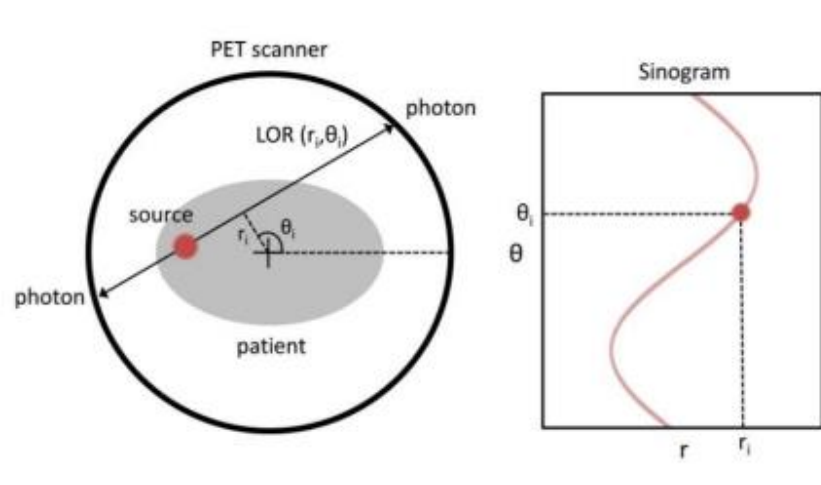
1.2 Metody k dosažení cíle

- Přímé pozorování
- Metody sběru dat
- Analýza klinických a obrazových dat pacientů.
- Výpočty efektivních dávek z ionizujícího záření z CT a PET modality a jejich statistické zpracování.
- Studium literatury.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Pozitronová emisní tomografie PET

Pozitronová emisní tomografie (PET) je zobrazovací metoda, která využívá anihilačního záření pozitronových radiofarmak. Pacientovi se aplikuje radiofarmakum značené pozitronovým zářičem. Při radioaktivní přeměně je z jádra emitován pozitron, antičástice elektronu. Pozitrony v látkovém prostředí procházejí téměř stejnými interakčními procesy jako elektrony. Poté, co dojde k jejich zpomalení, anihilují s elektrony za vzniku dvou kvant záření o energii 511 keV. Tyto anihilační fotony unikají z místa anihilace v navzájem opačných směrech a jsou detekovány scintilačními detektory zapojenými v časové koincidenci. Spojnice těchto dvou událostí se nazývá přímka odezvy (line of response, LOR). LOR jsou uloženy ve formě sinogramů. To jsou 2D histogramy (viz obrázek 1), které obsahují úhel a kolmou vzdálenost od centra FOV k LOR jednotlivých koincidencí. Detekované události mohou být také ukládány v list modu, což je formát souboru obsahující navíc také čas zaznamenání obou a souřadnice detektorů LOR. List mode se používá na dynamické studie, například při zobrazení srdce. Tyto informace pak vstupují do rekonstrukčního algoritmu (Ullmann, 2009a).



Obrázek 1 - Princip PET (Lindström, 2022)

2.1.1 Fúze obrazů

Positron emission tomography (PET) je funkční zobrazovací technikou, která má oproti anatomickým metodám, jako je počítačová tomografie (CT) nebo magnetická rezonance (MRI), omezenou schopnost přesné lokalizace patologických ložisek. Pro zlepšení přesnosti lokalizace a charakterizace patologických změn se využívá vzájemné prostorové registrace PET dat s CT nebo MRI pomocí výpočetních algoritmů. Tím vzniká fúzní obraz, který umožňuje lépe identifikovat funkční abnormality nebo charakterizovat anatomické léze. Avšak rozšíření

této procedury je limitováno organizačními aspekty a nutností shody polohy pacienta při obou vyšetřeních. Jako řešení se ukázala integrace PET a CT skenerů do jednoho zařízení, což umožňuje provádět obě vyšetření současně (Ferda, 2009). PET vyšetření je vyšetření funkční, CT nebo MRI vyšetření je vyšetření morfologické. Vyšetření z obou modalit se vzájemně doplňují a zvyšují kvalitu diagnostické informace. Výhodou CT vyšetření je dále možnost využití atenuačních koeficientů ke korekci PET dat na zeslabení anihilačního záření tkáněmi pacienta (Kapoor, 2022).

2.1.2 Radiofarmaka

2.1.2.1 Definice radiofarmaka

Zobrazování pomocí ionizujícího záření je založeno na shodném chemickém chování izotopů téhož prvku. Radioaktivní izotopy reagují chemicky stejně jako stabilní izotopy téhož prvku. Tuto skutečnost, která se někdy označuje jako Indikátorový princip, objevil v roce 1913 maďarský chemik József György Hevesy. V roce 1943 byl za tento objev oceněn Nobelovou cenou za chemii. Radiofarmaka se chemicky ani biologicky neliší od příslušného neaktivního léčiva. Sloučeniny označené radioaktivními prvky, radiofarmaka, se v organismu distribuují stejně jako kdyby byly neradioaktivní, ale při radioaktivních přeměnách příslušných jader je průběžně emitováno pronikavé záření. Detekce tohoto IZ se v NM využívá pro diagnostiku a terapii (Koranda, 2014).

Radiofarmakum je tedy léčivý produkt, který obsahuje chemické nebo biologicky aktivní látky označené radioizotopem. Díky přítomnosti radionuklidu se radiofarmaka odlišují od běžných farmakologických přípravků (Koranda, 2014). Skládají se ze dvou složek. Nosič (indikátor, vazebná část) odpovídá cílové struktuře, ve které se indikátor hromadí. Farmakokinetika nosiče určuje, jakým způsobem bude radiofarmakum vstupovat do metabolických procesů organismu. Signální („účinná“) část obsahuje radionuklid a vydává ionizující záření, prostřednictvím kterého je možné cílovou strukturu zobrazit. Zabudovaný radionuklid svým vyzařováním pak umožňuje v nukleární medicíně diagnostiku nebo terapii. Diagnostiku zevní detekcí a zobrazením distribuce radiofarmaka a terapii, kdy záření radionuklidu vykonává biologické účinky na buňky tkáně, v němž se radiofarmakum akumuluje. V současné době existuje v nukleární medicíně celá škála radiofarmak určených jak k terapii tak k diagnostice (Ullmann, 2009e).

Použitý nosič se vybírá zejména dle svého chemického složení, které určuje farmakokinetiku. Použitý radionuklid se vybírá dle svých fyzikálních charakteristik (druh a energie emitovaného

záření, poločas rozpadu, druh dceřiného prvku), hledisek radiační ochrany, druhu vyšetření, ekonomických i logistických hledisek (Ullmann, 2009e).

2.1.2.2 Zdroje radionuklidů

Radionuklidy využívané v oblasti nukleární medicíny jsou syntetizovány uměle v jaderných reaktorech nebo cyklotronech. Kromě těchto hlavních zdrojů radionuklidů existuje také důležitý sekundární zdroj, kterým jsou radionuklidové generátory. Tyto generátory fungují prostřednictvím spontánní radioaktivní přeměny mateřského prvku, který je produkován v jaderném reaktoru nebo cyklotronu, čímž vzniká dceřiný prvek s vhodnými vlastnostmi pro aplikace v nukleární medicíně (Koranda, 2014).

2.1.2.2.1 Výroba v jaderných reaktorech

V jaderných reaktorech dochází k tvorbě radionuklidů dvěma základními procesy. Prvním z nich je ozáření terčového materiálu neutronovým svazkem uvnitř reaktoru, což aktivuje dosud stabilní jádra. Druhým procesem je izolace radionuklidů ze štěpných produktů ^{235}U . Tímto způsobem lze získat například izotopy ^{99}Mo , ^{131}I , ^{51}Cr a ^{32}P . Obě metody vedou k produkci různých radionuklidů, jako je například ^{99}Mo a ^{131}I . Díky schopnosti ozařovat velká množství materiálu v reaktoru je výroba těchto radionuklidů poměrně ekonomicky výhodná (Koranda, 2014).

2.1.2.2.2 Výroba v urychlovači

V urychlovačích nabitých částic, jako jsou cyklotrony, se specifické terčové materiály ozařují protony, deuterony, částicemi alfa a dalšími, což vede k vytváření radionuklidů jako například ^{111}In nebo pozitronových zářičů jako ^{18}F , ^{11}C , ^{15}O , ^{13}N (v závislosti na použitém materiálu terče). Produkce radionuklidů v cyklotronech je obvykle nákladnější než ve srovnání s výrobou v jaderných reaktorech. Některé biogenní prvky s extrémně krátkými poločasy rozpadu (např. ^{11}C s poločasem rozpadu 20 minut, ^{13}N s poločasem rozpadu 10 minut a ^{15}O s poločasem rozpadu 2 minuty), které slouží jako pozitronové zářiče, jsou připravovány v tzv. lékařských cyklotronech, umístěných přímo v pracovištích pro PET v nukleární medicíně. Tato metoda výroby se také využívá pro přípravu ^{18}F s poločasem rozpadu 109 minut. Díky takto delšímu poločasu rozpadu je možné pozitronové zářiče přepravovat i na větší vzdálenosti (Koranda, 2014).

2.1.2.2.3 Získávání radionuklidů z generátorů

Radionuklidový generátor představuje zařízení, jehož primárním účelem je přeměna radionuklidu s delším fyzikálním poločasem rozpadu (označovaného jako mateřský) na

radionuklid s výrazně kratším poločasem rozpadu (označovaný jako dceřiný). Dceřiný radionuklid je specificky vybrán pro aplikace v oblasti nukleární medicíny. Mezi nejčastěji používané generátory patří ^{99}Mo - $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Po vypláchnutí generátoru sterilním fyziologickým roztokem dochází k eluci, kdy se v generátoru vytváří $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Tento proces je klíčovým krokem, neboť vytváří vhodné podmínky pro následné využití. S ohledem na jeho aktivitu bývá generátor obvykle využíván po dobu jednoho týdne, po níž je nezbytné jej vyměnit za nový. Dalším často využívaným generátorem je ^{81}Rb - $^{81\text{m}}\text{Kr}$, jenž generuje radioaktivní krypton v plynném agregačním stavu. Tento radionuklid se uplatňuje při vyšetřování ventilace plic. Mateřský radionuklid vykazuje krátký poločas rozpadu trvající 4,58 hodiny, což vyžaduje, aby veškerá diagnostika probíhala v relativně krátkém časovém okně po jeho aplikaci. Dceřiný produkt pak disponuje extrémně krátkým poločasem rozpadu, a to pouhých 13 sekund, čímž je zajištěno, že pacient je vystaven pouze minimální dávce záření (Koranda, 2014).

2.1.2.2.4 Kontrola kvality radiofarmak

Radiofarmaka podléhají stejným požadavkům na kvalitu jako ostatní léčiva. Nicméně kvůli obsahu radioaktivního prvku jsou podrobeny dodatečným testům kromě standardních zkoušek kvality léků, jako jsou zkoušky chemické čistoty, pH, sterility a apyrogenity. Tyto dodatečné testy zahrnují stanovení aktivit a ověření radionuklidové a radiochemické čistoty (Koranda, 2017).

Aktivita radiofarmaka se měří pomocí kalibrátoru vybaveného ionizační komorou s měřicí studnou (Koranda, 2017).

Radionuklidová čistota označuje poměr aktivity deklarovaného radionuklidu k celkové aktivitě preparátu. U mnoha radiofarmak je radionuklidová čistota vysoká, převyšující 99 %; zbylou část tvoří nežádoucí radionuklidy - kontaminanty (například ^{99}Mo v $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{200}Tl v ^{201}Tl). Tyto kontaminanty jsou nežádoucí, protože přispívají k nepotřebné radiační zátěži pacienta a v některých případech mohou zkreslit výsledky vyšetření emisí záření s jinou energií než hlavní radionuklid. Maximálně přípustný obsah kontaminantů je stanoven v lékopisech. Kontrola obsahu radionuklidových nečistot je nejpřesněji prováděna měřením energetického spektra záření emitovaného radiofarmakem (Koranda, 2017).

Radiochemická čistota se vypočítá jako podíl radioaktivity v požadované chemické sloučenině ku celkové radioaktivitě obsažené v radiofarmaku, je vyjádřena v procentech. Pokud je radionuklid přítomen v jiné chemické sloučenině, je tato sloučenina považována za radiochemicky nečistou. Radiochemické nečistoty mohou negativně ovlivnit výsledky

vyšetření v nukleární medicíně, protože se jejich biokinetika liší od biokinetiky deklarovaného radiofarmaka a mohou zvýšit nežádoucí radiační zátěž organismu (například příměs volných ^{99m}Tc -technecistanových iontů v ^{99m}Tc -MDP by mohla vést k nežádoucímu zobrazení a ozáření tkáně štítné žlázy). K posouzení radiochemické čistoty se často používají chromatografické metody (Koranda, 2017).

Výrobce je povinen pro dané léčivo uvádět v příbalových informacích dozimetrické údaje, které jsou udávány pro referenčního člověka o hmotnosti 70 kg (Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2018).

Příbalové letáky detailně popisují léčivý přípravek používaný při PET/CT vyšetřeních. Obsahuje specifikace týkající se konkrétního dávkování, farmakokinetiky, farmakodynamiky a kontraindikací, což je důležité pro bezpečné a účinné použití tohoto přípravku. Kromě toho poskytuje podrobnosti o vlastnostech radioaktivního izotopu, jako je jeho poločas rozpadu, energetické charakteristiky emitovaných částic a mechanismus anihilace, což je klíčové pro interpretaci obrazů PET/CT. Zahrnuje také informace o přítomnosti a množství pomocných látek, což má význam pro pacienty s omezeným příjmem pomocných látek v radiofarmaku nebo s metabolickými poruchami. Celkově poskytuje důkladné informace pro zdravotnický personál o tomto specifickém diagnostickém nástroji a jeho použití v klinické praxi (Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2019).

2.1.3 Fyzikální charakteristiky radionuklidů

2.1.3.1 Radioaktivita

Radioaktivita (známá také jako radioaktivní přeměna) představuje jev, v němž dochází k samovolnému vnitřnímu přeformování složení či energetického stavu atomových jader, souběžně s emisí vysokoenergetického záření. Tyto jádra, projevující tuto charakteristiku, jsou označována jako radionuklidy (Ullmann, 2009b).

Radioaktivní rozpad je proces, který probíhá samovolně a je způsoben vnitřními mechanismy atomového jádra. Tento jev je nezávislý na vnějších fyzikálních a chemických podmínkách, jako jsou tlak, teplota, skupenství, chemická forma nebo vnější pole. Nelze ho urychlit ani zpomalit, neboť jádro atomu je hluboko ukryto v jeho nitru a je účinně chráněno elektronovým obalem před chemickými, mechanickými a tepelnými vlivy, stejně jako působením vnějších polí. Přestože se jedná o zkušenostmi ověřené tvrzení, není zcela absolutní. Nicméně ve všech aplikacích radiofarmak v NM můžeme průběh a poločas radioaktivního rozpadu považovat za zcela nezávislý na vnějších podmínkách (Ullmann, 2009b).

2.1.3.1.1 Druhy radioaktivní přeměn

Existují tři základní typy radioaktivních přeměn: přeměna alfa, přeměna beta a přeměna gama (Koranda, 2014).

Přeměna α se vyskytuje pouze u radioaktivních izotopů prvků s protonovým číslem vyšším než 82. Během této přeměny jsou emitovány kladně nabitě částice alfa, které se skládají z jádra helia obsahujícího dva protony a dva neutrony (Koranda, 2014).

Přeměna β se rozlišuje:

- **Přeměna β^-** , která je doprovázená emisí záporně nabitých elektronů z atomového jádra (Koranda, 2014).
- **Přeměna β^+** , která je doprovázená emisí kladně nabitých pozitronů z atomového jádra (podrobněji v kapitole 2.1.5.1.2) (Koranda, 2014).
- **Elektronový záchyt** doprovázený emisí charakteristického záření z elektronového obalu. Při elektronovém záchyту dochází k zachycení elektronu atomovým jádrem (Koranda, 2014).

Přeměna γ (záření γ) často doprovází přeměny beta, kdy dochází k vyzáření energie ve formě fotonů gama, při přechodu z excitovaného stavu na základní stav jádra. Metastabilní vzbuzený stav je charakterizován časovým opožděním tohoto přechodu. Na rozdíl od záření alfa a beta, jež jsou částicového charakteru, záření gama má povahu elektromagnetického vlnění, podobně jako záření emitované rentgenkou. Toto záření se skládá z fotonů (kvant) (Koranda, 2014).

2.1.3.1.2 Přeměna β^+

Při přeměně beta+ dochází k emisi kladně nabitých pozitronů. K rozpadu beta+ dochází u jader s přebytkem protonů. Proton se přemění na neutron, kladně nabitý pozitron a neutrino, které jsou emitovány z jádra. Dceřiný prvek má protonové číslo o jedna menší (Koranda, 2014).

Zářiče β^+ emitují pozitrony, které v tkáni urazí relativně krátkou dráhu, typicky od desetin mm do několika mm, v závislosti na jejich energii. Po dosažení určité vzdálenosti interagují s elektronem ve tkáni a dochází k procesu anihilace, při kterém se hmotnost přeměňuje na elektromagnetické záření. Tento proces vede k vzniku dvou anihilačních fotonů elektromagnetického záření, každý s energií 511 keV (klidová energie elektronu nebo pozitronu), které se šíří z místa anihilace v opačných směrech. Princip detekce těchto vysokoenergetických fotonů je klíčový pro pozitronovou emisní tomografii (PET) (Koranda, 2014).

2.1.3.2 Fyzikální poločas přeměny

Fyzikální poločas přeměny radionuklidu je definován jako doba, po kterou se v daném vzorku radionuklidu přemění polovina všech přítomných radioaktivních jader (Koranda, 2014).

2.1.3.3 Aktivita

Množství radioaktivní látky je vyjádřeno fyzikální veličinou nazvanou aktivita, která představuje průměrný počet přeměn daného radionuklidu v jednotce času. Základní jednotkou je becquerel (Bq), definovaná jako aktivita odpovídající jedné přeměně za sekundu. Kvůli své malé hodnotě se v praxi často používají větší jednotky, jako například kilo Becquerel (kBq = 1000 Bq) a další. Aktivita radioaktivní látky může být vyjádřena také jako hmotnostní aktivita (Bq.kg⁻¹) nebo objemová aktivita (Bq.cm⁻³). Pro diagnostické účely se typicky používají radiofarmaka s aktivitou v řádu stovek kBq až MBq, zatímco terapeutické aplikace mohou vyžadovat aktivitu v řádu GBq. Aktivita radioaktivní látky klesá exponenciálně v čase, přičemž za každý fyzikální poločas klesne na polovinu původní hodnoty. Tyto údaje o aktivitě lze získat výpočtem, pomocí tabulek nebo prostřednictvím měření (Koranda, 2014).

2.1.4 Radiofarmaka pro PET v bakalářské práci

2.1.4.1.1 ¹⁸F-FDG

¹⁸F-FDG je analog glukózy, který buňky absorbují do svého metabolismu podobným způsobem jako glukózu. V rakoviných buňkách, které se rychle množí, jsou hodnoty mitochondriální formy hexokináz, enzymu zodpovědného za fosforylaci glukózy, zvýšeny. Tato zvýšená metabolická aktivita v rakoviných tkáních způsobuje, že ¹⁸F-FDG je v těchto oblastech intenzivně zachycován a na PET skenu je viditelný jako jasnější místo (zvýšená akumulace radiofarmaka). Toto umožňuje detekci metastáz. Při výrobě ¹⁸F-FDG je hydroxylová skupina nahrazena radioaktivním fluorem. Tato hydroxylová skupina je klíčová pro metabolismus glukózy a její nepřítomnost zabraňuje dalším reakcím v buňkách. Většina tkání (kromě jater a ledvin) nedokáže odstranit fosfát, který přidává hexokináza. To způsobuje, že se ¹⁸F-FDG uvnitř buňky hromadí až do jejího rozpadu.

Fosforylace cukru také vytváří iontový náboj, který zabraňuje uvolnění cukru z buňky, až do jejího rozpadu. Proto tkáň s vyšším využitím glukózy, jako jsou mozek, játra, ledviny a většina rakoviných buněk, vykazují významnou radioaktivitu. Typická efektivní dávka pro pacienta vyšetřeného ¹⁸F-FDG činí 7,5 mSv (Kapoor, 2022).

2.1.4.1.2 ¹⁸F-CHOLIN

Cholin je klíčovou součástí fosfolipidů v buněčných membránách. Pokud se zvýší metabolismus v tkáních, zvýší se také příjem cholinu. V buňkách je cholin fosforylován na fosforylcholin cholinkinázy a následně je integrován do fosfolipidů po několika biosyntetických procesech. Vzhledem k vysoké rychlosti metabolismu nádorových buněk je příjem cholinu zvýšený, aby byl schopen udržet tempo syntézy fosfolipidů v jejich buněčných membránách (Leung, 2011).

Byl syntetizován určitý analog cholinu označený [¹⁸F]fluorethylcholin ([¹⁸F]FECh) jako náhrada [¹¹C]cholinu pro PET skenování kvůli jeho kratšímu fyzikálnímu poločasu (20 min). I když ¹⁸F má delší poločas rozpadu (110 min), [¹⁸F]FECh vykazoval rychlou akumulaci v močovém měchýři, což ho činilo méně vhodným pro zobrazování rakoviny prostaty a pánevních lymfatických uzlin. Proto byl vyvinut [¹⁸F]fluorocholin (FCH) jako lepší biologický analog než [¹⁸F]FECh. Studie PET s FCH prokázaly vysoký nárůst malignit u pacientů s karcinomem prostaty, karcinomem prsu a mozkovými nádory. Cholin je také metabolizován cholinoxidázou do betainu, který nemůže být fosforylován (Leung, 2011).

2.2 Výpočetní tomografie CT

Výpočetní tomografie, zkráceně označovaná CT, angl. Computed Tomography, je tomografický zobrazovací postup, jenž umožňuje 3D zobrazení. U 2D zobrazení jako je skiografie dochází k překryvu orgánů a tkání (Súkupová, 2018).

Tomografická diagnostická metoda umožňuje selektivní identifikaci patologických procesů charakterizovaných odlišnou denzitou oproti okolním anatomickým strukturám. Z tohoto důvodu je často indikováno podání kontrastní látky pacientovi, což má za cíl zvýšit kontrastovost a tím i rozlišení patologické tkáně v obrazovém záznamu (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2002).

2.2.1 Princip CT

Princip výpočetní tomografie je založen na metodě transmisního zobrazení. Rentgenka produkuje svazek fotonů RTG záření, který při průchodu lidským tělem zeslabuje a dopadá na detektor obrazu. CT vyšetření je založeno na detekci fotonů, které pacientem prochází a potom je detekujeme. Měří se zeslabení RTG svazku, z kterého se pak rekonstruuje obraz (Peterová, 2010).

2.2.2 Historie a inovace v počítačové tomografii

Rekonstrukční snahy o trojrozměrné zobrazení založené na dvourozměrných datech (nebo souboru jednorozměrných projekcí) se datují až do roku 1917, kdy J. Radon odvodil integrální transformaci (známou jako Radonova transformace) (Ullmann, 2009c).

V roce 1963 A. Cormack rozšířil tento koncept na rentgenové záření a aplikoval ho na případ, kdy X-záření prochází částečně absorbovaným trojrozměrným objektem. Tím vytvořil základy pro vývoj počítačové tomografie (CT) (Ullmann, 2009c).

G. N. Hounsfield v roce 1972 přinesl revoluční vývoj v oblasti CT technologie, kdy dokončil vývoj prvního praktického CT přístroje. Tento přístroj umožňoval získávat detailní trojrozměrné obrazy vnitřní struktury těla pacienta pomocí rentgenového záření a počítačové rekonstrukce dat (Ullmann, 2009c).

Počáteční úspěch prvního CT přístroje vedl k dalšímu technologickému vývoji a vylepšení, což zahrnovalo větší počet detektorů, vylepšenou mechaniku rotujících komponent a zvýšenou rychlost snímání. Tato technologická vylepšení postupně přinesla do praxe přístroje s vyšším rozlišením a kratší dobou vyšetření (Ullmann, 2009c).

Z hlediska konstrukce jsou CT přístroje tradičně kategorizovány do pěti generací, od původních jednoduchých zařízení s omezenými detektory a jednoduchou mechanikou po moderní vysokorychlostní multidetektorové systémy:

- 1. generace:** X-záření bylo kolimováno do tenkého svazku a po prozařování pacientem bylo detekováno jedním detektorem na protilehlé straně, rotujícím s rentgenkou (Ullmann, 2009c).
- 2. generace:** X-záření bylo kolimováno do tvaru vějíře a po průchodu pacientem bylo detekováno více detektory umístěných v jedné řadě na kruhové výseči. Detektory a rentgenka byly umístěny naproti sobě a rotovaly společně. (Ullmann, 2009c).
- 3. generace:** X-záření bylo kolimováno do širšího vějíře než ve 2. generaci a prošlé záření bylo detekováno množstvím detektorů umístěných na kruhovém oblouku ve více řadách, což umožňovalo získávat více řezů současně - tzv. multi-slice CT (Ullmann, 2009c).
- 4. generace:** detektory byly stacionárně uspořádány do úplného kruhu kolem pacienta, přičemž rentgenka rotuje (Ullmann, 2009c).
- 5. generace:** kardio-tomograf s elektronovým svazkem (EBT - Electron Beam CT) (Ullmann, 2009c).

Přístroje 4. a 5. generace nejsou příliš rozšířené, protože při vyšší ceně nepřinášejí zásadní výhody pro klinickou praxi ve srovnání s moderními konstrukčními řešeními přístrojů třetí generace (vysokorychlostní multidetektorové systémy - MDCT) (Ullmann, 2009c).

Pozdější inovace v oblasti CT technologie zahrnovaly také metody iterativní rekonstrukce, které využívají matematické algoritmy pro postupné zlepšení obrazu pomocí opakovaných aproximací a zpřesnění výsledného obrazu. Tyto pokročilé metody umožňují získávat vysoce kvalitní obrazy s nižší expozicí a sníženou radiační dávkou pro pacienta (Ullmann, 2009c).

2.2.3 CT skener

Jedna ze základních částí CT je rentgenka (napájená generátorem), pomocná filtrace neboli prepacientská filtrace (flat filtr, bow-tie filtr), postpacientská filtrace (protirozptylová mřížka) a systém detektorů, což je všechno schováno dohromady uvnitř CT skeneru - gantry. Jedna z důležitější součástí je uspokojivě činný počítač opatřený algoritmem pro zpracování dat a rekonstrukci obrazu. Rentgenka je umístěna v gantry, v které rotuje. Rentgenka vytváří divergentní svazek o úhlu cca 50-60° (vějířový svazek) v axiální rovině a o úhlu cca 2-18° v podélné ose pacienta (osa Z). Geometrie RTG svazku se označuje jako „cone-beam“ geometrie (Súkupová, 2018).

2.2.3.1 Rekonstrukce CT obrazu

Při průchodu rentgenovým paprskem skrze zobrazovaný objekt dochází k postupnému zeslabení svazku fotonů, které je akumulováno přes celou dráhu průchodu. Toto je klíčovým prvkem při tvorbě planárního 2D obrazu. V případě CT umožňují projekce v různých směrech identifikovat hodnoty zeslabení v jednotlivých pixelech nebo obrazové matice. Hodnoty zeslabení v jednotlivých pixelech jsou vyjádřeny atenuačními koeficienty. Axiální řez je popsán maticí CT čísel, jež jsou vyjádřena v Hounsfieldových jednotkách (HU) použitím následujícího vztahu:

$$HU(x, y, z) = \mu(x, y, z) - \mu_w / \mu_w - \mu_{air} \times 1000,$$

kde $\mu(x, y, z)$ představuje součinitel zeslabení daného pixelu, μ_w je součinitel zeslabení vody a μ_{air} je součinitel zeslabení vzduchu. Ten se často zanedbává, protože je proti ostatním atenuačním koeficientům velmi malý (téměř nula) (Súkupová, 2018).

Zatmavení na určitém místě v konečném obraze odpovídá absorpci paprsku ve specifickém směru – výsledný obraz je negativní a jeho světlost stoupá s rostoucí absorpcí. Celkový obraz

tak v podstatě zobrazuje rozložení CT čísel vyjádřených v jednotkách Hounsfielda (HU) (Pánková, 2021) viz Tabulka 1.

Tabulka 1 - Hodnoty HU pro různé tkáně a materiály (Súkupová, 2018)

Tkáň	Průměrná hodnota HU	Rozsah hodnot HU
kompaktní kost	+1000	+300 až +2500
játra	+60	+50 až +70
krev	+55	+50 až +60
ledviny	+30	+20 až +40
svaly	+25	+10 až +40
mozek – šedá kůra	+35	+30 až +40
mozek – bílá kůra	+25	+20 až +30
voda	0	–
tuk	-90	-100 až -80
plíce	-750	-950 až -600
vzduch	-1000	–

Základem předpokladu pro každý CT obrazu je, že splňuje požadavky pro kvalitu obrazu, což znamená, že obsahuje dostatek věrohodných informací. Skenovací čas představuje celkový čas, který je potřebný k náběru dat při provádění CT skenu. Pokud jde o radiační zátěž, obecně platí, že dávka ionizujícího záření použitá při daném CT skenu by měla být co nejnižší, aby bylo možné získat dostatečně kvalitní obraz (Súkupová, 2018).

V začátcích CT zobrazení bylo zavedení iterativní rekonstrukce do klinické praxe pro běžná CT vyšetření limitováno nároky na výpočetní výkon a dobu zpracování. Nicméně výrobci CT zařízení vyvinuli nové přístupy k iterativní rekonstrukci, které jsou méně náročné na výpočetní čas a mohou být využity v reálném čase v klinické praxi. Jedním z takových přístupů je tzv. iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru. Algoritmus představuje vylepšenou verzi klasické iterativní rekonstrukce, kde v první fázi z „RAW dat“ vytváří výchozí obraz, nazývaný „master image“. Tento výchozí obraz, obsahující všechny relevantní informace o zobrazované struktuře, ale také významné množství šumu, je následně upravován iterativními kroky tak, aby byl snížen šum a zvýšen kontrast obrazu. Iterace probíhají přímo v obrazovém prostoru, což eliminuje potřebu provádět další rekonstrukce z „RAW dat“. Použití algoritmu umožňuje redukci šumu v obraze o 20–30 %, což umožňuje snížit množství proudu na rentgence o 40–50 %. Tato technologická inovace představuje významný krok vpřed směrem k efektivnějšímu a bezpečnějšímu zobrazování v rámci CT vyšetření (Kozubíková, 2011).

2.2.4 Parametry skenování u CT

V této části budou uvedeny základní parametry spojené s CT skenováním.

Doba rotace rentgenky je klíčovým parametrem v oblasti počítačové tomografie (CT), který ovlivňuje kvalitu a rychlost zobrazování. Doba rotace rentgenky se definuje jako čas, který je potřebný rentgenkou v gantry k provedení její rotace o 360°. Tento parametr má významný vliv na temporální rozlišení CT obrazů, přičemž kratší doba rotace znamená rychlejší získání obrazů a snížení rizika pohybových artefaktů (Súkupová, 2018).

Proud rentgenky, vyjádřený v miliamperech (mA), představuje klíčový faktor ovlivňující intenzitu rentgenového záření. Tento proud představuje hodnotu proudu, který protéká mezi katodou a anodou rentgenky. Fluence produkovaných fotonů je přímo úměrná tomuto proudu. Maximální možný proud je omezen kapacitou generátoru a volbou hodnoty napětí (kV), což je další důležitý parametr v nastavení rentgenového záření (Súkupová, 2018).

Dalším důležitým parametrem při CT vyšetření je **pitch faktor**, který ovlivňuje geometrii a kvalitu obrazu. Pitch faktor je definován jako poměr posunu stolu při jedné rotaci rentgenky (360°) a celkové šířky kolimace rentgenového svazku. U multidetektorových CT odpovídá celková šířka kolimace aktivní šířce detektorů. Optimální hodnoty pitch faktoru jsou důležité pro minimalizaci artefaktů a dosažení co nejlepšího prostorového rozlišení a kontrastu v CT obrazech (Súkupová, 2018).

2.2.5 Hybridní systém PET/CT

Klinické aplikace PET/CT jsou významné zejména v oblasti onkologické diagnostiky a managementu, stejně jako při dalších klinických indikacích, jako je vyšetření pacientů s horečkou neznámého původu. Tento trend vede k rostoucí poptávce po PET/CT studiích a instalaci více kombinovaných PET/CT skenerů v nemocnicích a klinikách po celém světě. Nicméně, vyšetření PET/CT, zejména ta, která zahrnují diagnostickou CT, přinášejí zvýšenou expozici pacientů radiaci ve srovnání se samostatnými CT nebo PET vyšetřeními. To je způsobeno tím, že efektivní dávka je kombinací dávek z PET a CT. Je známo, že expozice radiaci zvyšuje riziko vzniku rakoviny (Huang et al, 2009).

2.3 Radiační ochrana při lékařském ozáření

2.3.1 Veličiny v radiační ochraně

2.3.1.1 Absorbovaná dávka D

Absorbovaná dávka označuje množství ionizujícího záření, které bylo absorbováno tělem či konkrétním orgánem. Definuje se jako poměr střední energie dE sdělené látky o hmotnosti dm , tedy $D = dE/dm$, a její jednotkou je joule na kilogram ($J \cdot kg^{-1}$). Pro tuto veličinu byl zaveden termín gray (Gy). I když je absorbovaná dávka dobře měřitelným parametrem, sama o sobě není dostatečná k odhadu závažnosti nebo pravděpodobnosti biologických účinků záření za neznámých podmínek. Kromě absorbované dávky jsou proto v oblasti radiologické ochrany používány další veličiny, které lépe charakterizují škodlivé účinky záření, zejména pozdní stochastické účinky (Seidl et kol., 2012).

2.3.1.2 Ekvivalentní dávka H_T

Ekvivalentní dávka je definovaná jako součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} v daném orgánu nebo tkáni T pro určitý typ ionizujícího záření R. Její jednotkou je joule na kilogram ($J \cdot kg^{-1}$), nazývána sievert (Sv). Bezrozměrný radiační váhový faktor w_R charakterizuje účinek energie ionizujícího záření na biologickou tkáň. Tyto faktory jsou v podstatě sjednocenými hodnotami relativní biologické účinnosti IZ pro účely ochrany před stochastickými účinky a nízkými dávkami záření (Seidl et kol., 2012).

2.3.1.3 Efektivní dávka E

Efektivní dávka je matematický součet produktů tkáňových váhových činitelů w_T a ekvivalentních dávek H_T vystavených tkáních a orgánech T. Její jednotkou je sievert (Sv). Výhodou efektivní dávky je schopnost posoudit úroveň stochastických účinků i při nehomogenním ozáření lidského těla, neboť je definována tak, aby odpovídala ekvivalentní dávce H_T , která by při nerovnoměrném ozáření celého těla vyvolala stejný zdravotní efekt jako daná nevyvážená expozice. Tímto způsobem je možné jednoznačně charakterizovat radiaci pomocí jediného čísla a také porovnávat ozáření osob mezi sebou (Seidl et kol., 2012).

2.3.1.4 Tkáňový váhový faktor

Tkáňové váhové faktory slouží k vyjádření relativního přínosu jednotlivých tkání a orgánů k celkové biologické odezvě v důsledku stochastických účinků při rovnoměrném ozáření celého těla. Zjednodušeně řečeno, tyto faktory indikují, jak citlivé jsou jednotlivé části lidského těla na riziko vzniku náhodných biologických efektů. Je pravidlem, že součet tkáňových váhových faktorů dosahuje hodnoty jedna. Stanovení konkrétních hodnot tkáňových váhových faktorů

pro jednotlivé orgány obvykle probíhá v souladu s platnou legislativou a příslušnými normami (Seidl et kol., 2012).

2.3.2 Cíle a principy v radiační ochraně

Dle zákona č. 263/2016 Sb. se lékařským ozářením rozumí ozáření v rámci vyšetření nebo léčby pacienta, pracovnělékařských služeb a preventivní zdravotní péče, dobrovolné účasti zdravých fyzických osob nebo pacientů na lékařském ověřování nezavedené metody spojené s lékařským ozářením, nebo poskytování pomoci fyzické osobě podstupující lékařské ozáření. (zákon č. 263/2016 Sb. §2).

Cílem radiační ochrany je eliminovat vznik deterministických účinků a minimalizovat riziko vzniku stochastických účinků na úroveň přijatelnou pro jednotlivce a společnost. K dosažení tohoto cíle se uplatňují čtyři základní principy radiační ochrany, s důrazem zejména na první a druhý princip:

1. **Princip zdůvodnění:** Tento princip stanovuje, že každá metoda v lékařství využívající ozáření pacienta ionizujícím zářením by měla poskytovat dostatečný prospěch pro ozářeného pacienta nebo společnost, aby vyvážila možné škody způsobené ozářením (Súkupová, 2018).
2. **Princip optimalizace:** Cílem principu optimalizace je minimalizovat velikost individuálních dávek, pravděpodobnost ozáření a počet osob vystavených záření na co nejnižší úroveň, s ohledem na aktuální odborné poznatky a ekonomické a sociální faktory. Tento princip je známý jako ALARA (As Low As Reasonably Achievable - Tak Nízké, Jak Je Rozumně Možné). Součástí optimalizace je také zavedení, užívání a pravidelná revize diagnostických referenčních úrovní (DRÚ) (Súkupová, 2018).
3. **Princip limitování dávek:** V obecnosti nejsou stanoveny dávkové limity pro ozáření pacientů, aby neomezovaly možné zdravotní přínosy pro konkrétního jednotlivce. Limity se vztahují na obecnou populaci, učně, studenty a pracovníky vystavené záření, nikoli však na pacienty podstupující lékařské ozáření (Súkupová, 2018).
4. **Princip bezpečnosti zdrojů:** Tento princip vyžaduje pravidelnou kontrolu všech zdrojů ionizujícího záření, zejména pro ověření stability a spolehlivosti daného zdroje nebo rentgenového systému (Súkupová, 2018).

2.3.3 Druhy ozáření a zdrojů

Rozdělujeme tři typy expozice záření: **lékařské ozáření, ozáření při práci a ozáření obyvatel** (Koranda, 2014).

- **Lékařské ozáření** se vztahuje k ozáření osob během léčebných a diagnostických procedur. Tento typ ozáření není obvykle omezen kvůli tomu, že pacient je aktivním účastníkem postupu a příjemcem přínosu z vyšetření. Pokud by byly stanoveny limity expozice, mohlo by to omezit lékaře v získávání diagnostických informací, což by mělo negativní dopad na schopnost stanovit přesnou diagnózu a vhodnou léčbu (Koranda, 2014).
- **Ozáření při práci** – Expozice záření při práci zahrnuje veškeré radiační expozice pracovníků, které nastaly v průběhu jejich pracovních činností nebo jako následek těchto činností (Koranda, 2014).
- **Ozáření obyvatel** zahrnuje expozici lidí v běžném prostředí, která může pocházet z různých zdrojů, jako jsou přírodní radionuklidy, kosmické záření, lékařské vyšetření a technologické procesy. Tato expozice může být kontrolovaná nebo nekontrolovaná a je důležitá pro zhodnocení celkového dopadu radiace na zdraví populace. Udržování expozice obyvatel na přijatelné úrovni je prioritou ve veřejném zdravotnictví a ochraně životního prostředí (Podzimek, 2013).

2.3.4 Radiační ochrana v nukleární medicíně

V nukleární medicíně se používají otevřené zářiče ve formě roztoků, plynů nebo kapslí, u kterých ale může dojít nejen k vnějšímu ozáření, ale i k vnější a vnitřní kontaminaci. Toto je specifikum radiační ochrany v nukleární medicíně. V radiodiagnostice a radioterapii externími svazky hrozí pouze riziko vnějšího ozáření, které trvá po dobu činnosti daného přístroje transmisního záření. V nukleární medicíně je zdrojem záření i pacient sám, naaplikovaný radiofarmakem, září i po skončení vyšetření. Na toto je nutné myslet při zavádění postupů radiační ochrany v nukleární medicíně (vlastní zdroj).

Zde jsou některá základní opatření radiační ochrany v nukleární medicíně:

- **Omezení expozice**

Hlavním cílem je minimalizovat expozici pacientů, zdravotnického personálu a ostatních osob. Tohoto cíle lze dosáhnout optimalizací diagnostických a terapeutických postupů (vlastní zdroj).

- **Vzdálenost od zdrojů záření**

Důležitým faktorem je také udržování bezpečné vzdálenosti od zdrojů záření. Dávka se zmenšuje s druhou mocninou vzdáleností, tudíž čím dále se subjekt nachází od zdroje záření, tím vždy bude dávka dvakrát tak menší (vlastní zdroj).

- **Stínění**

Stínění zahrnuje používání vhodných ochranných obalů a stínících materiálů ke snížení pronikání záření. Ochranné stínění též zahrnuje využívání stínících přístrojů a prostředků, například olověných stínících stěn, s cílem minimalizovat rozptýlené záření (vlastní zdroj).

- **Bezpečnostní pravidla a postupy**

Definování jasných a bezpečnostních postupů pro obsluhu zařízení a manipulaci s radioaktivními látkami (vlastní zdroj).

- **Školení a vzdělávání**

Zajištění, aby personál byl dobře vyškolen a informován o bezpečných postupech a opatřeních (vlastní zdroj).

- **Monitorování expozice personálu a prostředí**

Monitorování pracovníků: nošení osobních dozimetřů pro monitorování expozice zdravotnického personálu (vlastní zdroj).

Monitorování prostředí: pravidelné monitorování úrovní záření v prostředí, zejména v oblastech, kde se manipuluje s radioaktivními látkami (vlastní zdroj).

- **Správa odpadu**

Bezpečné nakládání s odpadem: zajištění bezpečného shromažďování, skladování a likvidace radioaktivního odpadu podle platných právních a regulačních předpisů (vlastní zdroj).

- **Opatření během těhotenství, kojení a péče o děti**

Omezení expozice těhotným ženám: dodržování zvláštních opatření pro těhotné ženy a žen v reprodukčním věku. Těhotenství a kojení je pro většinu vyšetření v nukleární medicíně absolutní kontraindikací (vlastní zdroj).

Omezení expozice dětí: minimalizace expozice dětí pomocí specifických diagnostických protokolů a postupů (vlastní zdroj).

2.3.5 Diagnostické referenční úrovně

Diagnostické referenční úrovně (DRÚ) jsou stanoveny jako úrovně dávek vhodné pro běžně prováděné typy vyšetření na skupině standardních pacientů pomocí široce používaných rtg systémů. Je důležité zdůraznit, že DRÚ nikdy neslouží pro individuální pacienty, ale výhradně pro vyhodnocení dávek v rámci skupiny pacientů (Súkupová, 2018).

DRÚ představují limity dávek, případně úrovní aplikované aktivity, používané při diagnostických postupech v oblasti lékařského ozáření. Jejich překročení se neočekává při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg s použitím standardních postupů a správné praxe (Súkupová, 2018).

Tato stanovená kritéria existují jak na úrovni lokálních, tak národních referenčních úrovní (Súkupová, 2018).

Jde tedy o prostředek, který se často využívá v rámci principu optimalizace a pomáhá udržovat radiační zátěž pacientů na přiměřené úrovni (Súkupová, 2018).

Rozdíl mezi diagnostickou referenční úrovní a limitem spočívá v tom, že zatímco limit je nezbytné dodržovat, diagnostická referenční úroveň je spíše doporučením. Hlavním zaměřením je sledování celkového dodržení v praxi, ačkoliv v jednotlivých případech může dojít k podání aktivit vyšších, aniž by to vedlo k námitkám, a zároveň není problém systematicky podávat aktivity nižší, za předpokladu zachování kvality poskytovaného výkonu (Kubiniy, S. et al., 2018).

2.3.5.1 Národní diagnostické referenční úrovně (NDRÚ)

DRÚ jsou začleněny do Národních radiologických standardů a platí pro celou Českou republiku. Jsou formulovány jako doporučení, nikoli jako nezpochybnitelný příkaz, co do aktivit, které mají být použity (Kubiniy, S. et al., 2018).

2.3.5.2 Místní diagnostické referenční úrovně (MDRÚ)

Jiným způsobem ochrany pacientů je implementace celého systému Národních radiologických standardů, z nichž jsou odvozeny Místní radiologické standardy (Kubini, S et al., 2018).

Místní diagnostická referenční úroveň (MDRÚ) se stanovuje jako průměrná hodnota ze středních (typických) dávek z jednotlivých přístrojů a/nebo vyšetřoven. Jedná se o reprezentativní číslo pro poskytovatele zdravotních služeb jako celek pro daný typ rtg výkonu. V případě pravidelného překračování MDRÚ se provádí odpovídající místní šetření, a pokud je to nezbytné, přijímají se nápravná opatření (Súkupová, 2018).

V situaci, kdy je MDRÚ vyšší než NDRÚ, jsou identifikovány příčiny a zkoumá se, zda lze dávky snížit, například prostřednictvím optimalizace. Pokud je praxe již optimalizovaná a snížení dávek není možné, zdravotnické zařízení musí zdůvodnit, proč je daná MDRÚ vyšší než NDRÚ (Súkupová, 2018).

2.3.6 Radiologické standardy

Radiologický standard představuje písemný postup pro každý standardní typ lékařského ozáření. V rámci tohoto postupu je nezbytným prvkem také určení a hodnocení dávek pacientů. Pro hodnocení těchto dávek pacientů slouží MDRÚ (Súkupová, 2018).

2.3.6.1 Národní radiologické standardy

Národní radiologické standardy (NRS) představují soubor doporučení a pokynů pro vytváření místních radiologických standardů (MRS) na pracovištích, která využívají ionizující záření. V souladu s NRS každé pracoviště, které využívá ionizující záření pro lékařské účely, vypracuje svůj MRS, podle kterého se řídí při provádění daného lékařského výkonu. MRS tedy představuje standard, který je vyhlášen a aplikován konkrétně na daném pracovišti (Súkupová, 2018).

2.3.6.1.1 Národní radiologické standardy – výpočetní tomografie

Účelem těchto Národních radiologických standardů je standardizovat postupy LO při všech vyšetřeních výpočetní tomografie. Při vypracovávání místních radiologických standardů vycházejí poskytovatelé zdravotní péče, jejíž součástí je výpočetní tomografie, z těchto národních radiologických standardů, konkrétních podmínek na pracovišti a rozsahu poskytovaných zdravotních služeb (Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016).

2.3.6.1.2 Národní radiologické standardy – nukleární medicína

Účelem tohoto dokumentu je poskytnout pracovištím NM ve formě NRS podklady pro vytvoření místních RS pro lékařská ozáření v souladu s ustanovením §71 zákona 373/2011 Sb. a čl. 6 Směrnice Rady 2013/59/ EURATOM. Podle těchto obecných požadavků si každé pracoviště NM sestaví místní RS pro svůj vlastní místní postup, vlastní pracovníky a vlastní přístrojovou techniku. Na základě požadavku těchto NRS je v MRS dále nutné specifikovat parametry zobrazovacích (scintilační kamery, CT) a měřicích zařízení, na kterých se dané výkony mohou provádět. Za standardní výkon se v NM požaduje výkon, jenž je na pracovišti prováděn alespoň 10x ročně nebo je standardně nabízen v nabídce vyšetření. NRS pro lékařské ozáření v NM se týkají diagnostických postupů (zobrazovacích a nezobrazovacích metod) a terapeutických aplikací RF ve formě otevřených radionuklidových zářičů. NRS v diagnostické NM obsahují pokyny k aplikacím pouze nezbytného množství RF, které zaručuje dostatečnou diagnostickou informaci při co nejnižší radiační zátěži pacienta, v souladu s požadavky § 62 vyhlášky č. 307/2002 Sb. NRS pro lékařské ozáření pomocí RF při terapeutických aplikacích zahrnují pokyny pro ozáření cílového objemu, na který je léčba zaměřena, v rozsahu

nezbytném k dosažení požadovaného účinku, přičemž ozáření ostatních tkání má být tak nízké, jakého lze rozumně dosáhnout bez omezení léčby v souladu s požadavky vyhlášky č. 307/2002 Sb. (Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016).

2.4 Hodnocení dávek

Vnější ozáření organismu zahrnuje předávání energie záření tkáním a orgánům během doby, kdy je tělo vystaveno záření. V případě vnitřní kontaminace radionuklidy zůstává radionuklid v těle, kde je deponován a dlouhodobě jej ozařuje. Ozáření je heterogenní a mění se s časem od okamžiku příjmu, jak se radionuklid v těle pohybuje, distribuuje, vylučuje a jak ubývá jeho množství v důsledku radioaktivní přeměny. Jedná se o složitou funkci času a prostoru. Přesné stanovení radiačních dávek v jednotlivých tkáních a orgánech při vnitřní radioaktivní kontaminaci je velmi komplikovaný úkol. Absorbovaná dávka závisí nejen na fyzikálních charakteristikách radionuklidu (typu a energii emitovaného záření, poločasu rozpadu), ale také na jeho chemické formě, normální nebo patologické farmakokinetice (rychlosti hromadění a vylučování látky v orgánech) a anatomických faktorech (velikosti, rozmístění a hustotě orgánů a tkání) (Ullmann, 2009d).

Pro hrubé a celkové posouzení radiační zátěže z vnitřní kontaminace se používá konverzní faktor radiační kontaminace h [Sv/Bq]. Tento koeficient udává efektivní dávku v těle (nebo efektivní dávkový úvazek), který způsobí přijetí jednotkové aktivity 1 Bq (častěji 1 MBq) dané radioaktivní látky do organismu. Hodnoty konverzního faktoru závisejí na druhu radionuklidu, jeho chemické formě a způsobu přijetí do organismu (například požití nebo inhalace). Konverzní faktory jsou uvedeny pro standardního jedince s anatomickými a fyziologickými charakteristikami typickými pro průměrnou populaci, jako je hmotnost 70 kg a jsou k dohledání například ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. (Ullmann, 2009d).

2.4.1 PCXMC

Pro výkony, které generují dvourozměrný obraz (jako je skiografie, skiaskopie a intervenční procedury), je vhodný program PCXMC (STUK, Finsko), který umožňuje výpočet dávek pro každou projekci nebo scénu. PCXMC umožňuje také výpočet efektivní dávky, ale není vhodné ji používat k odhadu rizika pro individuální pacienty. Program je užitečný pro porovnání radiační zátěže mezi různými zobrazovacími modalitami. Jeho použití vyžaduje zadání informací o geometrii expozice a expozičních parametrech, jako je napětí a filtrace (Súkupová, 2016).

2.4.2 ImPact CT

Program ImPACT CT, vyvinutý Oddělením lékařské fyziky ve St. George's Healthcare NHS Trust v Londýně, slouží k výpočtu dávek z CT vyšetření. Tento program umožňuje odhad orgánových a efektivních dávek z CT vyšetření pro specifické typy CT skenerů. I když v minulosti došlo k přerušení vývoje tohoto softwaru, nedávno byl vývoj obnoven. Aktuálně je tento software k dispozici i pro novější CT skenery a navíc je k dispozici zdarma. Knihovna s potřebnými koeficienty je k dispozici po kontaktování vývojářů e-mailem. Pro odhad dávek je opět využívána simulace Monte Carlo (Súkupová, 2014).

2.4.3 SW

Software (SW) hraje klíčovou roli v moderní počítačové tomografii (CT), kde přispívá k zpracování obrazů a optimalizaci diagnostických procedur. SW CT je navržen tak, aby umožňoval různé funkce, jako je řízení parametrů skenování, rekonstrukce obrazu a post-processingové úpravy. Tento software často zahrnuje algoritmy pro redukci šumu, zvýšení kontrastu, eliminaci artefaktů a zlepšení obecné kvality obrazu. Díky pokroku v oblasti softwarového inženýrství se stále více výrobců CT začíná zaměřovat na vývoj sofistikovaných algoritmů, které umožňují získávání detailnějších a kvalitnějších obrazů při snížení dávkování pacientů. Tyto inovace zahrnují například adaptivní filtrování, iterativní rekonstrukci obrazu a umělou inteligenci pro automatické detekce patologických nálezů. Přítomnost výkonného softwaru v moderních CT systémech umožňuje radiologům a radiologickým laborantům dosáhnout přesnějších diagnóz a lépe sledovat průběh léčby. Zároveň pomáhá minimalizovat radiační expozici pacientů a zvyšuje efektivitu a spolehlivost diagnostických procedur (Quail, 2019).

2.4.4 MIRD

Komplexní metoda pro stanovení radiačních dávek v orgánech z vnitřní distribuce radioaktivních látek, nazývaná MIRD (Medical Internal Radiation Dose), kombinuje fyzikální a biologické aspekty. Základní postupy MIRD využívají standardizovaných anatomických parametrů pro "referenčního člověka" o hmotnosti 70 kg, jež lze zjemnit prostřednictvím kvantifikace hustoty na rentgenových CT obrazech pomocí voxelové metody. Pro detailní analýzu distribuce a farmakokinetiky radioaktivních látek je vhodné použít kvantitativní scintigrafii. Tato sofistikovaná technika má klíčový význam při plánování a monitorování terapií s radionuklidy v oblasti nukleární medicíny. Nicméně je nutné zdůraznit, že vzhledem k rozmanitosti biologických faktorů nelze dosáhnout absolutní přesnosti při stanovení radiačních dávek v orgánech - běžně se pohybuje chyba kolem 30 % nebo více. V praxi je pro konečnou

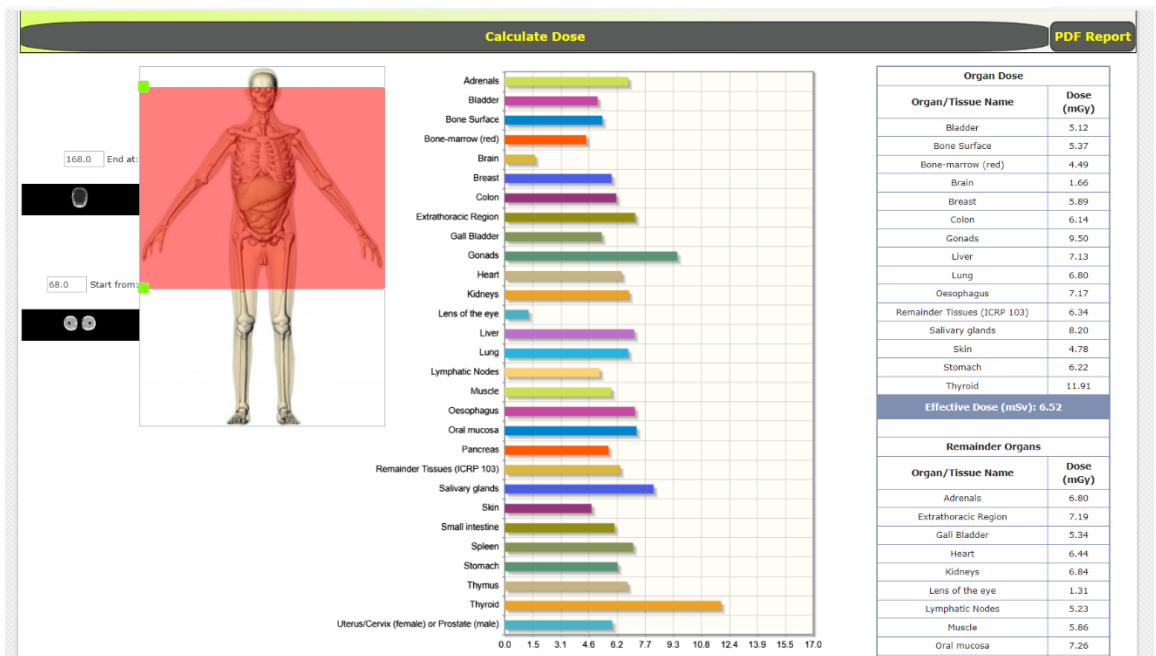
radiační dávku v terčovém orgánu nejvýznamnější příspěvek z vlastní kumulované radioaktivity v daném orgánu, zatímco příspěvek z ostatních vzdálených zdrojových orgánů je obvykle zanedbatelný, zejména u čistých zářičů nebo při nízkém podílu pronikavého gama záření. Toto platí převážně v případě významné radiační kontaminace vnitřních orgánů, včetně aplikací radiofarmak v oblasti nukleární medicíny (Ullmann, 2009d).

2.4.5 VirtualDose

VirtualDoseCT je flexibilní a přesný nástroj pro generování dávek orgánů pacientů, který nabízí předdefinované standardní a vlastní rozsahy snímků. Umožňuje volbu kVp, kolimace, filtru bowtie a přesnímkování (viz obrázek 2). Poskytuje také simulované CT snímky pro lepší lokalizaci a vypočítává dávku pro všechny kritické orgány a efektivní dávku podle ICRP 60 a 103 (viz obrázek 3). Součástí je kompletní rodina Virtuálních fantómů, která zahrnuje dospělé různých tělesných velikostí, nadváhy a obézní dospělé, děti od novorozence po adolescenta a těhotné pacienty ve třech gestačních stádiích (Virtual Phantoms, 2022).

The screenshot shows the VirtualDose-CT web application interface. The header includes the Virtual Phantoms, Inc. logo and the tagline "Perfecting radiation dose management through innovative simulation technologies". Below the header, there is a navigation bar with the text "Welcome, dms-onm! My account | Setting | Batch Processing Utility | Reset password | Log off". The main content area is titled "VirtualDose-CT" and contains a form for configuring CT scan parameters. The form is organized into several sections: "Patient phantoms" with a dropdown menu set to "Normal-weight_Male"; "Scan Protocol" with a dropdown menu set to "Manually specify"; "CT Manufacturer" with a dropdown menu set to "GE"; "Scanner Name" with a dropdown menu set to "Revolution EVO"; "Bowtie filters" with radio buttons for "Head" and "Body", where "Body" is selected; "Beam Collimation(mm):" with a dropdown menu set to "40"; "kVp:" with a dropdown menu set to "120"; "Tube Current Modulation:" with radio buttons for "No" and "Yes", where "No" is selected; "mAs:" with a text input field containing "100"; "CTDI_w (per 100mAs):" with a text input field containing "6.12"; "Pitch:" with a text input field containing "1.375"; "Organ Weighting Scheme:" with radio buttons for "ICRP103" and "ICRP60", where "ICRP103" is selected; and "Z-Over Scan Length(mm):" with radio buttons for "No" and "Yes", where "No" is selected. At the bottom of the form, there are two buttons: "Calculate Dose" and "PDF Report".

Obrázek 2 - VirtualDose 1 (Virtual Phantoms, 2022)



Obrázek 3 - VirtualDose 2 (Virtual Phantoms, 2022)

VÝZKUMNÁ ČÁST

3 VÝPOČET RADIAČNÍCH DÁVEK PACIENTŮ

3.1 Vstupní data

V bakalářské práci jsou zpracovány dvě skupiny vyšetření na dvou různých přístrojích PET/CT, „starém“ (před 8/2022) a novém (po 8/2022“). Tato vyšetření byla vybrána zejména z důvodu jejich velké četnosti, a tedy dostupnosti pacientů v uvažovaném intervalu hmotností:

1. Celotělové vyšetření s užitím radiofarmaka ^{18}F -FDG („protokol, hrudník, břicho, pánev“)
2. Vyšetření s ^{18}F cholinem

Pro účely této bakalářské práce byli vybráni pacienti s hmotností mezi 60 až 85 kg, což je ve shodě se způsobem hodnocení dávek pacientů popsaných ve věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR, částka 5, z roku 2015. Celkem bylo vybráno 90 pacientů. Výsledná efektivní dávka každého pacienta se skládá ze dvou částí: efektivní dávky z radiofarmaka a efektivní dávky z CT.

U každého pacienta bylo nutné zjistit hmotnost, aplikovanou aktivitu, DLP a CTDI_{vol} ze záznamů zdravotnické dokumentace. Obrázky níže ukazují CT a PET část z dosimetrického reportu, který je součástí vyšetření pacienta na přístroji PET/CT. Radiační zátěž z vyšetření CT Scout je zanedbatelná. Údaje z těchto reportů byly použity k odhadu efektivní dávky v této práci.

Weight (kg) : 78.40000000000006	Glucose (mmol/L) : 0.0000			
Height (cm) : 185	Last Treatment :			
Exam : PET-CT trupu s 18F-FDG				
Protocol : 5.6 - BEZ DYCHANI STUDIE 2_5MM				
Scan	Radiopharmaceutical Type	Dose	Uptake Time	CT Contrast
1	18F - FDG	203.97 MBq	58 mins	, GI

Obrázek 4 - Příklad Dose Reportu z PET části vyšetření

Exam Description: PET-CT trupu s 18F-FDG					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	197.500-11062.500	4.89	495.91	Body 32
Total Exam DLP:				495.91	

Obrázek 5 - Příklad Dose Reportu z CT části vyšetření

3.2 Výpočet efektivní dávky z radiofarmaka

Výpočet efektivní dávky z radiofarmaka je prováděn pomocí výpočtu na základě tabulek publikovaných výrobcem radiofarmak. Tyto tabulky poskytují normalizovanou efektivní dávku pro jednotlivá radiofarmaka, vyjádřenou v jednotkách mSv/MBq. Celková efektivní dávka je pak získána vynásobením této normalizované efektivní dávky aktivitou aplikovanou pacientovi, vyjádřenou v MBq. Tyto hodnoty uvádí výrobce v příbalových informacích, pro něhož je poskytnutí dozimetrických údajů uživateli povinné. Tyto údaje dále také obsahují normalizované ekvivalentní orgánové dávky v jednotkách mGy.MBq⁻¹. Na základě nich se dá určit ekvivalentní dávka na orgán zájmu. Veškeré normalizované dávky jsou vztaženy k referenčnímu člověku s hmotností 70 kg.

Je nutné zmínit, že jednotlivé dozimetrické údaje pro radiofarmaka se mohou trochu odlišovat dle výrobce.

Dozimetrické údaje radiofarmak, které byly používány k provedení vyšetření v této práci, jsou uvedeny v následujících tabulkách.

Tabulka 2 - Souhrn údajů o přípravku ISAOcholine (Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2021)

ORGÁN	ABSORBOVANÁ DÁVKA NA JEDNOTKU PODANÉ AKTIVITY (mGy/MBq)				
	Dospělí	15 letí	10 letí	5 letí	1 roční
Nadledvinky	0,020	0,024	0,038	0,059	0,10
Močový měchýř	0,059	0,075	0,11	0,16	0,22
Povrch kostí	0,012	0,015	0,023	0,037	0,070
Mozek	0,0087	0,011	0,018	0,030	0,056
Prsa	0,0090	0,011	0,018	0,028	0,054
Žlučník	0,021	0,025	0,035	0,054	0,10
Gastrointestinální trakt					
Žaludek	0,013	0,016	0,025	0,040	0,076
Tenké střevo	0,013	0,017	0,027	0,042	0,077
Thusté střevo	0,013	0,016	0,026	0,040	0,072
- Horní část thustého střeva	0,014	0,017	0,027	0,043	0,078
- Dolní část thustého střeva	0,012	0,015	0,024	0,037	0,064
Srdce	0,020	0,026	0,041	0,063	0,11
Ledviny	0,097	0,12	0,16	0,24	0,43
Játra	0,061	0,080	0,12	0,18	0,33
Plíce	0,017	0,022	0,035	0,056	0,11
Svaly	0,011	0,013	0,021	0,033	0,061
Jícen	0,011	0,014	0,021	0,033	0,062
Ovária	0,013	0,016	0,026	0,040	0,072
Pankreas	0,017	0,022	0,034	0,052	0,093
Červená kostní dřeň	0,013	0,016	0,024	0,036	0,066
Kůže	0,0080	0,0098	0,016	0,025	0,049
Slezina	0,036	0,050	0,077	0,012	0,22
Varlata	0,0098	0,013	0,020	0,031	0,057
Thymus	0,011	0,014	0,021	0,033	0,062
Štítná žláza	0,011	0,014	0,022	0,037	0,070
Děloha	0,015	0,018	0,029	0,044	0,076
Zbývající orgány	0,012	0,014	0,021	0,034	0,062
ÚČINNÁ DÁVKA (mSv/MBq)	0,020	0,024	0,037	0,057	0,10

Tabulka 3 – Souhrn údajů o přípravku: roztok 2-[¹⁸F]-FDG 1 – 20 GBq injekční roztok (Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2019)

Orgán	Absorbovaná dávka na jednotku podané aktivity (mGy/MBq)				
	Dospělí	15 let	10 let	5 let	1 rok
Nadledviny	0,012	0,016	0,024	0,039	0,071
Močový měchýř	0,13	0,16	0,25	0,34	0,47
Povrch kostí	0,011	0,016	0,022	0,034	0,064
Mozek	0,038	0,039	0,041	0,046	0,063
Prsa	0,0088	0,011	0,018	0,029	0,056
Žlučník	0,013	0,016	0,024	0,037	0,07
Gastrointestinální trakt					
Žaludek	0,011	0,014	0,022	0,035	0,067
Tenké střevo	0,012	0,016	0,025	0,04	0,073
Tlusté střevo	0,013	0,016	0,025	0,039	0,07
Horní tlusté střevo	0,012	0,015	0,024	0,038	0,07
Dolní tlusté střevo	0,014	0,017	0,027	0,041	0,07
Srdce	0,067	0,087	0,13	0,21	0,38
Ledviny	0,017	0,021	0,029	0,045	0,078
Játra	0,021	0,028	0,042	0,063	0,12
Plíce	0,020	0,029	0,041	0,062	0,12
Svaly	0,010	0,013	0,02	0,033	0,062
Jícen	0,012	0,015	0,022	0,035	0,066
Vaječníky	0,014	0,018	0,027	0,043	0,076
Slinivka břišní	0,013	0,016	0,026	0,04	0,076
Červená kostní dřeň	0,011	0,014	0,021	0,032	0,059
Kůže	0,0078	0,0096	0,015	0,026	0,05
Slezina	0,011	0,014	0,021	0,035	0,066
Varlata	0,011	0,014	0,024	0,037	0,066
Brzlík	0,012	0,015	0,022	0,035	0,066
Štítná žláza	0,01	0,013	0,021	0,034	0,065
Děloha	0,018	0,022	0,036	0,054	0,09
Ostatní orgány	0,012	0,015	0,024	0,038	0,064
Efektivní dávka (mSv/MBq)	0,019	0,024	0,037	0,056	0,095

3.3 Výpočet efektivní dávky z CT

K výpočtu efektivní dávky z CT byl použit SW VirtualDose, který je dostupný na pracovišti ONM FN Hradec Králové. VirtualDose je popsán v teoretické části práce v kapitole 2.4.5,

K výpočtu efektivní dávky a ekvivalentních dávek na tkáně a orgány je nutné v souladu s klinickou praxí na pracovišti do SW vložit následující údaje:

1. Výběr fantomu

Nejprve je nutné vybrat fantom, na kterém se bude výpočet provádět. Program nabízí celou řadu fantomů, od novorozence, dětských fantomů (1, 5, 10 a 15 let), těhotné ženy (3, 6 a 9 měsíců), fantomy pacientů ženského a mužského pohlaví s různými stupni nadváhy a obezity a referenčního muže a referenční ženu. Dle pohlaví pacienta jsme pro výpočet volili fantom referenčního muže či ženy (hmotnost 70 kg).

2. Výběr skenovacího protokolu

SW VirtualDose umožňuje vybrat protokol pro skenování různých částí těla (hlava, krk, pánev, ledviny apod.) nebo snímanou oblast vybrat manuálně na zobrazené postavě pacienta. Pro obě vyšetření na obou přístrojích jsme volili manuální možnost. Délka skenované oblasti odpovídá používanému protokolu pro daný typ vyšetření. Pro obě vyšetření („protokol, hrudník, břicho, pánev“) od oblasti těsně pod očima do poloviny stehen byla délka skenu 100 cm. **Výrobce CT:** firma General Electric (vybráno z nabídky firem)

3. **Výběr CT skeneru:** Revolution EVO (po roce 2022), LightSpeed (Discovery) VCT (před rokem 2022).
4. **Bowtie filters:** Body (u obou přístrojů)
5. **Beam Collimation:** 40 mm (u obou přístrojů)
6. **kVp:** 120 (u obou přístrojů)
7. **Tube Current Modulation:** Yes pro oba přístroje (modulace axiální a úhlová)
8. **Pitch:** 1,375 (u obou přístrojů)
9. Hodnoty **CTDI_w** dle konkrétního pacienta

4 VÝSLEDKY RADIAČNÍCH DÁVEK PACIENTŮ

V této části jsou prezentovány výsledky měření prováděných podle metodiky popsané v předchozích kapitolách.

V bakalářské práci jsou použita data PET/CT ze dvou vyšetření (akvizičních protokolů): „břicho, hrudník, pánev“ s užitím radiofarmaka ^{18}F -FDG a vyšetření s radiofarmakem ^{18}F -cholin. Celková efektivní dávka z jednotlivých vyšetření je dána součtem dvou efektivních dávek: efektivní dávky radiofarmaka a efektivní dávky ze skenování na CT. Výpočet efektivní dávky z radiofarmak je popsán v kapitole 3.1, výpočet efektivní dávky z vyšetření na CT je popsán v kapitole 3.3.

Všechny tabulky v této kapitole obsahují výsledné efektivní dávky jednotlivě z vyšetření na CT a PET a celkovou efektivní dávku v mSv včetně jejich průměrných hodnot se směrodatnými odchylkami. V kapitole 4.1.1. byly vypočítány hodnoty na základě údajů od 30 pacientů, kteří podstoupili vyšetření s ^{18}F -FDG. Hodnoty v kapitole 4.1.2. byly vypočítány na základě údajů od 15 pacientů, kteří podstoupili vyšetření s ^{18}F -cholinem. V tabulkách jsou dále uvedeny následující údaje potřebné k výpočtům: aplikovaná aktivita, hmotnost pacient, CTDI_{vol} a DLP. Hodnoty parametrů nastavení CT při zkoumaných vyšetřeních jsou uvedeny v kapitole 3.3.

4.1 Vyšetření pacientů před rokem 2022

V této podkapitole bakalářské práce se zaměřuje na data z vyšetřeních pacientů, která byla provedena před rokem 2022, tedy před obměnou hybridního přístroje PET/CT Discovery VCT firmy GE z roku 2008 ve FN HK ONM.

4.1.1 Vyšetření s ¹⁸F-CHOLINEM (před rokem 2022)

Tabulka 4 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ¹⁸F-cholinem před rokem 2022

číslo pacienta	typ vyšetření	pohlaví	hmotnost [kg]	aplikovaná aktivita [MBq]	CTDI vol [mGy]	DLP [mGy.cm]	efektivní dávka z RF E [mSv]	CTDIw	efektivní dávka z CT [mSv]
1	cholin	F	60	355	4,5	470,2	6,75	6,19	7,84
2	cholin	F	60	356	4,62	434,02	6,76	6,35	8,04
3	cholin	M	68	376	4,8	449,6	7,14	6,60	7,68
4	cholin	F	65	365	5,13	477,14	6,94	7,05	8,92
5	cholin	M	74	388	5,36	506,68	7,37	7,37	8,58
6	cholin	M	71	382	5,54	515,11	7,26	7,62	8,87
7	cholin	F	70	380	5,6	518,17	7,22	7,70	9,75
8	cholin	F	79	398	5,9	478	7,56	8,11	10,26
9	cholin	M	80	400	6,39	600,51	7,60	8,79	10,24
10	cholin	F	75	390	7,09	658,9	7,41	9,75	12,34
11	cholin	M	76	392	7,2	676,71	7,45	9,90	11,52
12	cholin	M	76	392	7,36	680,34	7,45	10,12	11,78
13	cholin	M	80	398	7,37	688,54	7,56	10,13	11,8
14	cholin	M	78	396	7,44	870	7,52	10,23	11,91
15	cholin	F	76	390	7,62	329,45	7,41	10,48	12,6
	průměr		72,5	383,9			7,29		10,14
	smdch		6,7	14,8			0,28		1,75

4.1.2 Vyšetření s ¹⁸F-FDG (před rokem 2022)

Tabulka 5 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ¹⁸F-FDG před rokem 2022

číslo pacienta	hmotnost [kg]	aplikovaná aktivita [MBq]	CTDI vol [mGy]	DLP [mGy.cm]	efektivní dávka z RF [mSv]	efektivní dávka z CT [mSv]	celková efektivní dávka [mSv]
1	76	392	4,36	407,29	7,45	6,99	14,44
2	62	364	4,37	403,76	6,92	7	13,916
3	64	368	4,40	409,30	6,99	7,04	14,032
4	72	384	4,45	416,27	7,30	7,12	14,416
5	71	382	4,85	458,46	7,26	7,76	15,018
6	72	384	5,01	527,99	7,30	8,03	15,326
7	70	380	5,19	487,92	7,22	9,03	16,25
8	62	364	5,20	483,28	6,92	9,04	15,956
9	70	380	5,23	488,97	7,22	8,37	15,59
10	80	400	5,65	595,46	7,60	9,04	16,64
11	65	370	5,68	599,26	7,03	9,89	16,92
12	74	388	5,75	540,69	7,37	10,01	17,382
13	72	384	6,22	587,25	7,30	9,95	17,246
14	76	392	6,41	676,54	7,45	10,26	17,708
15	72	384	6,65	621,18	7,30	11,57	18,866
16	77	396	6,79	641,72	7,52	11,82	19,344
17	77	394	6,83	641,43	7,49	10,93	18,416
18	74	388	6,85	640,55	7,37	11,93	19,302
19	76	392	6,92	646,72	7,45	12,05	19,498
20	75	390	7,05	662,60	7,41	11,28	18,69
21	78	396	7,08	661,88	7,52	11,34	18,864
22	82	404	7,22	675,07	7,68	11,56	19,236
23	75	390	7,54	704,54	7,41	13,12	20,53
24	70	380	7,67	804,78	7,22	13,35	20,57
25	75	390	7,72	721,39	7,41	13,44	20,85
26	75	390	7,92	747,83	7,41	13,78	21,19
27	69	346	7,99	746,65	6,57	13,91	20,484
28	78	396	8,17	763,21	7,52	14,22	21,744
29	80	400	8,24	770,23	7,60	14,34	21,94
30	76	392	8,30	776,12	7,45	14,44	21,888
PRŮMĚR	73,2	385,3			7,32	10,75	18,08
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	5,1	12,6			0,24	2,43	2,44

4.2 Vyšetření pacientů po roce 2022

V této podkapitole bakalářské práce se zaměřujeme na data z vyšetřeních pacientů, která byla provedena před rokem 2022, tedy po přístrojové obměně. Vyšetření byla provedena na hybridním přístroji PET/CT MI Discovery 5rings.

4.2.1 Vyšetření s ^{18}F -CHOLINEM (po roce 2022)

Tabulka 6 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ^{18}F -cholinem po roce 2022

číslo pacienta	hmotnost [kg]	aktivita [MBq]	CTDI vol [mGy]	DLP [mGy.cm]	efektivní dávka z RF [mSv]	efektivní dávka z CT [mSv]	Celková efektivní dávka [mSv]
1	75	192,6	4,33	438,33	3,66	6,93	10,59
2	75	186,9	4,43	448,27	3,55	7,09	10,64
3	65	188,7	3,66	436,02	3,59	5,86	9,45
4	60	155,9	3,22	210,42	2,96	5,6	8,56
5	72	192,4	4,59	464,61	3,66	7,98	11,64
6	80	237,9	5,93	706,45	4,52	9,49	14,01
7	72	206,7	4,36	208,27	3,93	6,99	10,92
8	72	218,9	4,48	453,07	4,16	7,17	11,33
9	76	223,9	5,23	528,69	4,25	8,37	12,62
10	78	228,5	4,25	506,17	4,34	6,8	11,14
11	80	203,9	5,92	599,19	3,87	9,47	13,34
12	71	187,9	5,32	252,41	3,57	9,26	12,83
13	81	210,9	5,26	626,11	4,01	8,41	12,42
14	63	199,9	3,6	364,32	3,80	5,76	9,56
15	65	189,7	4,12	468,2	3,60	6,6	10,20
PRŮMĚR	72,3	201,6			3,83	7,45	11,28
SMDCH	6,6	20,6			0,39	1,31	1,37

4.2.2 Vyšetření s ¹⁸F-FDG (po roce 2022)

Tabulka 7 - Vstupní hodnoty a výsledné efektivní dávky pro vyšetření s ¹⁸F-FDG po roce 2022

číslo pacienta	hmotnost [kg]	aplikovaná aktivita [MBq]	CTDI vol [mGy]	DLP [mGy.cm]	efektivní dávka z RF E [mSv]	efektivní dávka z CT [mSv]	celková efektivní dávka [mSv]
1	67	215,8	1,76	146,75	4,10	2,82	6,92
2	70	275,0	1,88	224,04	5,23	3,02	8,25
3	75	257,9	2,13	253,09	4,90	3,42	8,32
4	72	259,9	2,27	229,42	4,94	3,95	8,89
5	80	271,1	2,29	231,2	5,15	3,67	8,82
6	75	258,3	2,66	268,83	4,91	4,26	9,17
7	77	275,9	2,74	277,48	5,24	4,39	9,63
8	72	248,8	2,75	278,12	4,73	4,78	9,51
9	62	228,0	2,82	234,77	4,33	4,91	9,24
10	62	248,9	2,9	241,89	4,73	5,05	9,78
11	78	265,8	2,95	298,63	5,05	4,73	9,78
12	63	245,0	2,98	301,84	4,66	5,19	9,85
13	69	223,7	2,99	249,01	4,25	5,21	9,46
14	73	266,7	3,02	305,68	5,07	4,83	9,90
15	70	272,0	3,05	308,88	5,17	4,88	10,05
16	75	251,7	3,05	308,37	4,78	4,88	9,66
17	62	225,5	3,06	254,77	4,28	5,33	9,61
18	74	285,9	3,07	310,17	5,43	4,91	10,34
19	79	281,9	3,12	315,29	5,36	5	10,36
20	77	272,2	3,15	374,91	5,17	5,04	10,21
21	75	270,1	3,24	328,11	5,13	5,2	10,33
22	72	240,7	3,26	271,43	4,57	5,67	10,24
23	62	227,4	3,26	271,69	4,32	5,67	9,99
24	67	244,9	3,38	402,07	4,65	5,89	10,54
25	77	267,9	3,42	345,73	5,09	5,47	10,56
26	75	266,5	3,5	354,06	5,06	6,08	11,14
27	65	226,0	3,54	294,64	4,29	6,16	10,45
28	74	267,9	3,64	367,84	5,09	6,34	11,43
29	67	249,7	3,8	316,27	4,74	6,62	11,36
30	70	220,7	4,06	410,52	4,19	6,5	10,69
PRŮMĚR	71,2	253,7			4,82	5,00	9,82
SMĚRODATNÁ ODCHYLKA	5,5	20,1			0,38	0,96	1,03

5 DISKUSE

Bakalářská práce se zabývá radiační zátěží pacientů, kteří podstoupili vyšetření na PET/CT, a to buď s radiofarmakem ^{18}F -FDG, nebo ^{18}F -cholinem. Pacienti byli vybráni dle jejich hmotnosti 70 ± 5 kg, aby se hodnoty co nejlépe srovnávaly s DRÚ (ty jsou demonstrovány v kapitole 2.3.5). Anonymita pacientů byla zachována neuvedením jmen a rodných čísel.

Vstupní data radiačních dávek pacientů byla vybrána ze zdravotnické dokumentace tak, aby splňovala požadavky bakalářské práce. Nejdříve byli vybráni pacienti podstupující vyšetření před rokem 2022 (tedy před obměnou přístroje), jenž podstoupili vyšetření s radiofarmakem ^{18}F -FDG nebo Cholinem. Stejný postup následoval s výběrem hodnot pacientů u novějšího přístroje (tedy po obměně). Data byla uspořádána do 4 tabulek s přidáním průměrů a směrodatných odchylek, díky nimž se mohou hodnoty porovnávat.

Pro přehlednost jsou výsledky uspořádány v následující tabulce:

Tabulka 8 - Přehled vyšetření a jejich hodnot

VYŠETŘENÍ	PŘED 8/2022			PO 8/2022		
	LIGHTSPEED	DISCOVERY VCT	SUMA	REVOLUTION EVO	DISCOVERY MI 5 RINGS	SUMA
MODALITA	CT [mSv]	PET [mSv]	[mSv]	CT [mSv]	PET [mSv]	[mSv]
^{18}F -CHOLIN	10,14	7,29	17,44	7,45	3,83	11,28
^{18}F -FDG	10,75	7,32	18,08	5,00	4,82	9,82

Z tabulky 8 je zřejmé, že přístrojovou obměnou došlo ke snížení efektivní dávky pacientů. U vyšetření s radiofarmakem ^{18}F -Cholin v průměru o 6,16 mSv, u vyšetření s ^{18}F -FDG v průměru o 8,26 mSv (téměř o polovinu). Přechodem na nový technologicky vyspělejší přístroj se efektivní dávky u obou vyšetření u PET části i CT části významně snížily. Je nutno také zdůraznit, že PET část vyšetření s ^{18}F -Cholinem na stejném přístroji má nižší radiační zátěž části než vyšetření s ^{18}F -FDG hlavně kvůli nižší aplikované aktivitě. Toto platí pro oba přístroje.

Na snížení radiační zátěže se obě modalita podílejí u obou vyšetření různou měrou.

1. CT

U vyšetření s ^{18}F -FDG klesla radiační zátěž z CT velmi výrazně, přibližně o polovinu ($10,75\text{mSv} / 5,00 \text{ mSv}$), u vyšetření s ^{18}F -Cholinem poklesla také, i když ne o tolik ($8,42 \text{ mSv}/7,45 \text{ mSv}$).

U obou typů vyšetření byla zachována kontinuita vyšetření, v akvizičních protokolech byly zachovány parametry ovlivňující efektivní dávku: délka skenu, kVp, délka rotace, pitch faktor. Toto na snížení radiační dávky vliv tedy nemělo. Ale při přechodu na nový přístroj se změnilo nastavení parametru index šumu a mA.

Index šumu definuje, jak velký šum v obraze je akceptovatelný. CT skenery se během provádění skenu reálného pacienta snaží modulovat anodový proud na základě lokalizačního skenu (skaut) tak, aby výsledný obraz měl takovou míru šumu, jakou uživatel definuje pomocí indexu šumu. Čím vyšší je index šumu, tím více šumu je přítomno v obraze, a tím menší dávka je použita. Tento parametr je využit u obou CT přístrojů.

Obě CT mají 64 řad, u obou typů CT je využívána modulace proudu, axiální i úhlová. Mladší generace CT, Revolution Evo, je pokračováním staršího typu, Lightspeed CT. Oba přístroje se odlišují zejména v typu detektorů. Detektory nového CT přístroje novějšího typu (gemstone clarity detector), mají lepší detekční vlastnosti. Je to vidět například i ze skutečnosti, že zatímco u CT Lightspeed (gemstone scintillator) je rozsah anodového proudu od 10mA do 750 mA, u nového CT, Revolution EVO to je od 30mA do 400 mA. Nový přístroj k akvizici snímku srovnatelné diagnostické kvality potřebuje menší anodový proud, tedy radiační zatížení pacienta je menší. Další podrobnosti (například materiálové složení detektorů) výrobce neuvádí, tyto podrobnosti jsou patentované a běžnému uživateli nedostupné. Proto nebylo možné srovnání obou typů detektorů například z hlediska detekční účinnosti, světelného výtěžku a dalších technických parametrů.

Další skutečností, která vedla ke snížení radiační zátěže pacientů, je důsledná centrace pacientů při jejich polohování před vyšetřením s nástupem nového přístroje. V posledních letech se totiž ukazuje, že při použití automatické modulace proudu je velmi důležité umístění středu pacienta do izocentra. Je to z toho důvodu, že jinak automatická modulace proudu s bow-tie filtrem nefunguje správně. Při pozici středu pacienta nad izocentrem je obraz kvalitnější (méně šumu), ale radiační dávka pacienta je vyšší. Oproti tomu při pozici středu pacienta pod izocentrem je výsledná dávka sice nižší, ale kvalita obrazu je horší (vyšší šum) (Súkupová, 2018).

Tato skutečnost byla dále ještě ověřena na pacientech, kteří jsou vyšetřováni metodou PET/CT opakovaně a kteří podstoupili stejné vyšetření ^{18}F -FDG na obou přístrojích. Uvedme tři konkrétní příklady pacientů ve váhovém rozmezí (60, 80) kg, kteří byli vyšetřováni pomocí stejného akvizičního protokolu na obou dvou přístrojích, jak bylo popsáno výše:

1. 2021: CTDIvol = 10,66 mGy, DLP = 1124,08 mGy.cm
2024: CTDIvol = 3,18 mGy, DLP = 321,710 mGy.cm
2. 2021: CTDIvol = 4,43 mGy, DLP = 413,74 mGy.cm
2023: CTDIvol = 2,49 mGy, DLP = 206,66 mGy.cm
3. 2021: CTDIvol = 6,93 mGy, DLP = 363,22 mGy.cm
2023: CTDIvol = 3,93 mGy, DLP = 700,76 mGy.cm

Přechodem na nový přístroj došlo ke snížení radiační zátěže díky lepším detektorům nového CT a důslednou centrací pacientů.

Při vyšetření s radiofarmakem ^{18}F -Cholin nedošlo k tak výraznému snížení efektivní dávky jako u vyšetření s ^{18}F -FDG. Domníváme se, že je to způsobeno výběrem pacientů, menším statistickým vzorkem. Vyšetření s ^{18}F -Cholinem se neprovádí často, výběr pacientů v hmotnostním intervalu (60,80) kg je hodně limitovaný. Jednalo se tedy o menší vzorek pacientů (15).

2. PET

U obou PET vyšetření došlo k výraznému poklesu efektivní dávky z RF. Toto je způsobeno nižší MDRÚ pro nový přístroj, pacientům se aplikuje nižší aktivita RF.

Pro vyšetření s ^{18}F -FDG U “starého” PETu byla MDRÚ stanovena v rozmezí (5/6) MBq/kg, u přístroje nového nyní je (3 – 3,5) MBq/kg.

Pro vyšetření s ^{18}F -Cholinem u “starého” PETu byla MDRÚ stanovena v interval aktivit (3, 5, 4) MBq/kg, u přístroje současného je nyní (2,2-2,5) MBq/kg.

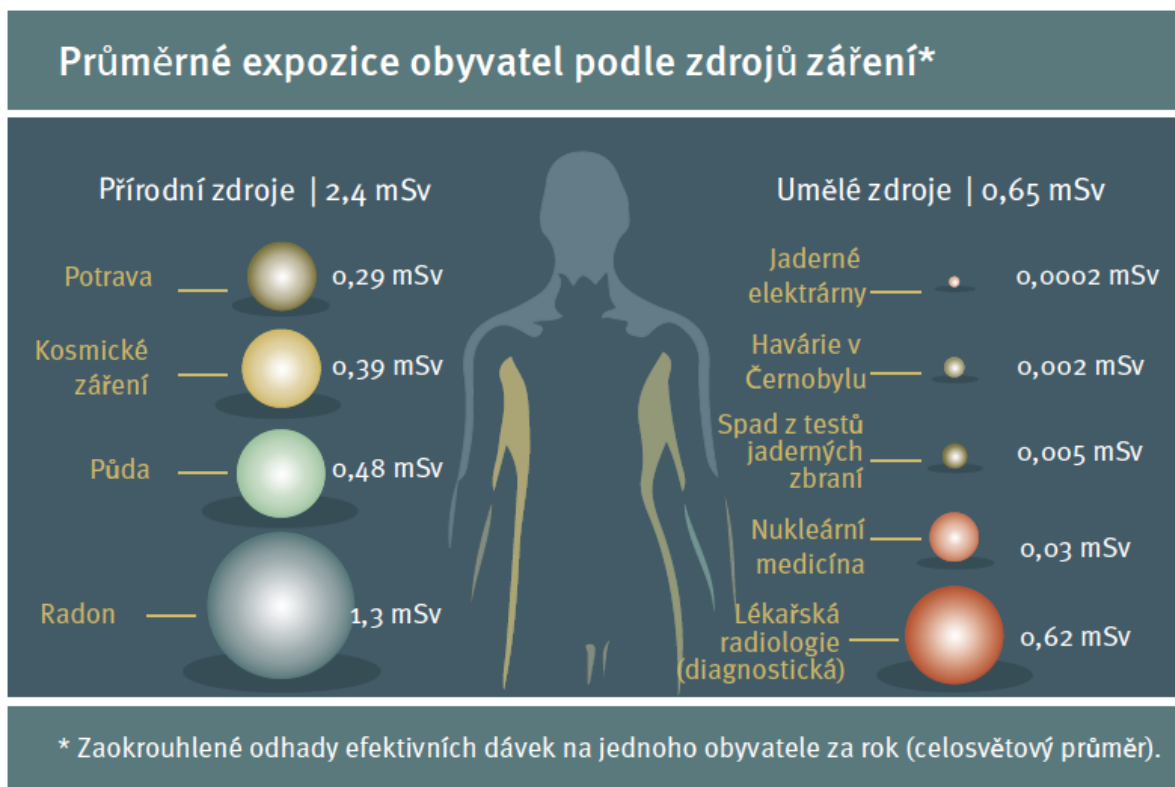
Rozmezí v aplikovaných aktivitách zohledňuje různou hmotnost pacientů. U pacientů s nižší hmotností, například 60 kg, je podávána aktivita blíže k horní hranici, u pacientů hmotnějších se blížíme nižším hodnotám aktivit. Je to z toho důvodu, že pacienti objemnější mají v těle obsaženo více tuku, který neakumuluje radiofarmakum. Navíc existuje spodní limit aktivity aplikované pacientovi, který zajišťuje optimální diagnostický obraz, a pod kterou proto není vhodné jít.

Rozdíl v aplikovaných aktivitách je způsoben různou citlivostí přístrojů. „Nový“ PET/CT DISCOVERY MI 5 rings, má sensitivitu dle NEMA 24,49 cps/kBq, „starý“ PET pouze 8,91 cps/kBq. Proto lze pacientům podávat nižší aktivitu při zachování kvality obrazu, která ovlivňuje jejich orgánové dávky i efektivní dávku. Akviziční parametry u PET části vyšetření nemají na radiační zátěž pacientů vliv.

Přechodem na nový přístroj došlo ke snížení radiační zátěže díky vyšší sensitivitě nového přístroje. Vyšší sensitivita nového přístroje je způsobena především větší délkou axiálního pole a dále jiným typem scintilačních detektorů. Axiální pole staršího přístroje bylo 15,6 cm, u nového přístroje je to již 25 cm. Scintilační detektory u staršího přístroje, BGO (Bismuth Germanate Scintillator Crystals) ve spojení s fotonásobiči mají horší detekční vlastnosti než scintilační detektory nového přístroje, LDD (lightburst digital detectors). Rychlý scintilační materiál těchto detektorů umožňuje použití rekonstrukční metody Time of Flight, která výrazně zlepšuje kontrast obrazu. Fotonásobiče jsou nahrazeny polovodičovými prvky SiMP (Silicon photomultipliers), což jsou v podstatě křemíkové diody pracující v GM režimu. Technické řešení LDD stojí v základech vyšší sensitivity přístroje PET MI.

Abychom si mohli udělat obrázek o velikosti radiačních dávek z přístrojů PET/CT, jsou níže v textu uvedeny dvě tabulky. První obsahuje průměrné expozice obyvatel podle zdrojů záření a druhá typické efektivní dávky z lékařského ozáření v ČR. Obě tabulky obsahují průměrné hodnoty získané na základě rozsáhlých výzkumů renomovaných institucí SÚRO a OSN.

V tabulce 9 jsou uvedeny odhady efektivních dávek na jednoho obyvatele za jeden rok (celosvětový průměr) uváděné v Programu OSN pro ochranu životního prostředí. V České republice je hodnota efektivní dávky na obyvatele z přírodního pozadí trochu vyšší díky uranovému podlaží, průměrná hodnota se uvádí 3 mSv za jeden rok (Súkupová, 2018). Ze srovnání tabulek 8, 9 a 10 lze vidět, že nový přístroj PET/CT je z hlediska radiační ochrany na velmi vysoké úrovni.



Obrázek 6 - Průměrné expozice obyvatel podle zdrojů záření (UNEP, 2016)

Tabulka 9 - Typické efektivní dávky z lékařského ozáření v ČR (SÚRO, 2012-2014)

vyšetření skupiny TOP 20	typická efektivní dávka v ČR [mSv]	ekvivalentní počet rtg snímků plic	přibl. doba pro stejné ozář. přírodními zdroji
skiografie			
plíce	0,03	1	4,5 dne
pánev	0,28	9	43 dní
hrudní páteř	0,33	11	50 dní
břicho	0,35	12	53 dní
bederní páteř	0,78	26	119 dní
výpočetní tomografie			
hlava	1,6	53	2/3 roku
hrudník	5,9	197	2,5 roku
pánev	7,4	247	3 roky
břicho	10,0	333	4 roky
trup	17,2	573	7 let

Podíváme-li se do zahraniční literatury, článků a publikací uveřejněných v renomovaných vědeckých časopisech, zjistíme, že srovnání efektivních dávek není tak jednoduché, jak by se na první pohled mohlo zdát. Pro relevantní srovnání je nutné najít publikaci pojednávající o radiační zátěži z přístrojů, které jsou technologicky na stejné úrovni, a s kterými byly provedeny diagnostické skeny pacientů pomocí srovnatelných akvizičních protokolů.

Článek Huang a kol. (2009) se ve své práci zabývá stejným typem přístroje PET/CT, který byl na ONM před 8/2022 a stejným vyšetřením (celotělovým vyšetřením s radiofarmakem ^{18}F -FDG). Dva z akvizičních protokolů CT pro celotělová vyšetření, A a B, jsou srovnatelné s našimi protokoly. Zároveň i hodnota aplikované aktivity 370MBq/70 kg je velmi blízká aktivitě aplikované na ONM před 8/2022. Autoři udávají celkové efektivní dávky pro dvě skupiny dospělých pacientů: muže a ženy. Naše hodnoty se 18,08 mSv pro vyšetření s ^{18}F -FDG i hodnota 15,72 mSv pro vyšetření s ^{18}F -Cholinem před rokem 2022 se pohybují mezi jeho výsledky (13,45; 24,79) mSv. Je tedy plně srovnatelná.

Quinn (2016) studoval radiační zátěž 183 pacientů, kteří podstoupili vyšetření na přístroji od stejné firmy, jako jsou naše zkoumané přístroje. Jedná se o přístroj Discovery 690 DSTE PET/CT, s Lightspeed 16 CT skenerem. Jejich průměrná efektivní dávka z celého diagnostického vyšetření PET/CT se pohybovala v intervalu (14,6, 34,3) mSv. Naše hodnoty, 17,44 mSv a 18,08 mSv, se pohybují uvnitř tohoto intervalu, blíže ke spodní hranici. Je to z toho důvodu, že jejich střední aplikovaná aktivita je vyšší než naše před 8/2022, 450 MBq, a navíc CT má jen 16 řad oproti našim 64 (délka skenu CT trvá déle). U obou částí vyšetření je tudíž vyšší efektivní dávka.

Publikace (Quinn, 2016) zveřejnila také zajímavé srovnání s údaji publikovanými v literatuře (tabulka 11). RPOP je označení pro Radiation Protection of Patients, což je sekce pod IAEA (International Atomic Energy Agency), která vydává doporučení týkající se mimo jiné i radiační ochrany. Index *a* se odkazuje na článek (Brix, 2005) uvedený v části Zahraniční literatura. Vidíme, že hodnoty z našich vyšetření před rokem 2022 se pohybují pod hodnotami pro celkovou dávku z diagnostického vyšetření PET/CT.

Tabulka 10 - Srovnání radiační zátěže (Quinn, 2016)

	RPOP	This study	Literature ^a
Injected activity (MBq)	400	454	370
PET dose	8	9	7
Standard CT dose	7	5	2.7
Diagnostic CT dose	30	15.4	16.1
Total dose, standard PET/CT	15	14	9.7
Total dose, Diagnostic PET/CT	38	24.4	23.1

Standard PET/CT značí stejné vyšetření jako diagnostic PET/CT s tím, že CT sken proběhl v low-dose režimu (nízký anodový proud, CT použité pouze pro korekci atenuace a vzájemnou fúzi obrazů PET a CT části (nelze tedy srovnat s našimi vyšetřeními).

6 ZÁVĚR

Hlavním cílem bakalářské práce bylo porovnat radiační zátěž na ONM FN Hradec Králové pacientů, kteří podstupovali diagnostické vyšetření na přístroji PET/CT před a po roce 2022. V srpnu roku 2022 došlo k přístrojové obměně, kdy přístroj PET/CT Discovery VCT byl vyměněn za přístroj PET/CT MI Discovery 5 rings, který je technologicky na mnohem vyšší úrovni.

Přechodem na nový technologicky vyspělejší přístroj se efektivní dávky u obou vyšetření u PET části i CT části významně snížily.

Cíl bakalářské práce byl naplněn.

7 POUŽITÁ LITERATURA

PRIMÁRNÍ ZDROJE

FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-172-6.

FERDA, Jiří. *Multidetektorová výpočetní tomografie*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-608-3.

KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4031-6.

KUBINYI, Jozef, Jozef, SABOL a Andrej, VONDRÁK. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing, a. s., 2018. ISBN 978-80-271-0168-9.

Ministerstvo zdravotnictví České republiky. *Věstník MZ ČR*, ročník 2016, číslo 2. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016. ISSN 1211-3287.

Státní úřad pro jadernou bezpečnost. *PROGRAM ZAJIŠTĚNÍ RADIAČNÍ OCHRANY* [online]. In: inis.iaea.org, Státní úřad pro jadernou bezpečnost. 2018 [cit. 2024-02-12]. Dostupné z: [50046625.pdf \(iaea.org\)](#).

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2014. Softwary pro odhad orgánových a efektivních dávek. In: *sukupova.cz* [online]. Sukupova Lucie, 2011-2014 [cit. 2024-03-03]. Dostupné z: [Softwary pro odhad orgánových a efektivních dávek - Lucie Súpupová \(sukupova.cz\)](#)

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2016. Způsoby odhadu dávek na plod z různých rtg výkonů provedených u gravidních žen. In: *cesradiol.cz* [online]. Ces Radiol 2016 [cit. 2024-02-27]. Dostupné z: [CesRad_1603_185_193.pdf \(cesradiol.cz\)](#)

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

ULLMANN, Vojtěch, 2009a. Nukleární medicína. In: *Astronuklfyzika.cz* [online]. Ostrava-Poruba: AstroNuklFyzika, 2009. [cit.2023-09-29]. Dostupné z: [lékařský obor, který slouží k diagnostice a léčbě pomocí izotopů \(astronuklfyzika.cz\)](#).

ULLMANN, Vojtěch, 2009b. Jaderná fyzika a Fyzika ionizujícího záření. In: *Astronuklfyzika.cz* [online]. Ostrava-Poruba: AstroNuklFyzika, 2009. [cit. 2024-02-17]. Dostupné z: [Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření \(astronuklfyzika.cz\)](http://astronuklfyzika.cz).

ULLMANN, Vojtěch, 2009c. Aplikace ionizujícího záření – jaderné a radiační metody. In: *Astronuklfyzika.cz* Ostrava-Poruba: AstroNuklFyzika, 2009. [cit. 2023-10-03]. Dostupné z: [Aplikace ionizujícího záření - jaderné a radiační metody \(astronuklfyzika.cz\)](http://astronuklfyzika.cz).

ULLMANN, Vojtěch, 2009d. Biologické účinky ionizujícího záření – Radiační ochrana. In: *Astronuklfyzika.cz* Ostrava-Poruba: AstroNuklFyzika, 2009. [cit. 2023-02-18]. Dostupné z: [Biologické účinky ionizujícího záření. Radiační ochrana. \(astronuklfyzika.cz\)](http://astronuklfyzika.cz).

ULLMANN, Vojtěch, 2009e. Radioisotopová scintigrafie. In: *Astronuklfyzika.cz* Ostrava-Poruba: AstroNuklFyzika, 2009. [cit. 2023-03-19]. Dostupné z: [Radionuklidová scintigrafie - nukleární medicína \(astronuklfyzika.cz\)](http://astronuklfyzika.cz).

UNEP. *Záření, účinky a zdroje : Program OSN pro ochranu životního prostředí*. Online, PDF. Pořadí vydání neuvedeno. Vienna: UNSCEAR, 2016. [cit. 2024-04-03]. ISBN: 978-92-807-3600-7. Dostupné z: https://sujb.gov.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/dokumenty/Radiation-InsidePart-Czech-Feb_2017-1.pdf.

SEKUNDÁRNÍ ZDROJE

KOZUBÍKOVÁ, Petra a Martin HORÁK. *POROVNÁNÍ KLASICKÉHO REKONSTRUKČNÍHO ALGORITMU FILTROVANÉ ZPĚTNÉ PROJEKCE (FBP) A ALGORITMU ITERATIVNÍ REKONSTRUKCE (IRIS)*. In: *cesradiol.cz, Česká Radiologie*, 2011, 65(3), 177–182 [cit. 2024-02-12]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_177_182.pdf.

PÁNKOVÁ, Olga. *Výpočetní tomografie* [online]. In: *is.muni.cz*. 2021, 12 s. [cit. 2023-10-08]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/med/jaro2021/BRPR0422p/Zobrazovaci_systemy_-_CT.pdf.

PETEROVÁ, Věra. CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicína pro praxi* [online]. Solen s.r.o., 2010, 7(2), 90-94 [cit.2023-10-02]. ISSN 1214-8687. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf>.

PODZIMEK, František. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. Praha: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5.

Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2019. Souhrn údajů o přípravku. In: *sukl.cz* [online]. *Copyright SÚKL, 2010* [cit. 2024-02-20]. Dostupné z: [priloha_dlp.pdf](#).

Státní úřad pro kontrolu léčiv, 2021. SOUHRN ÚDAJŮ O PŘÍPRAVKU. In: *sukl.cz* [online]. *Copyright SÚKL, 2010* [cit. 2024-04-03]. Dostupné z: [priloha_dlp.pdf](#).

SÚRO, 2012-2014. Výroční zpráva SÚRO. In: *suro.cz* [online]. © SÚRO, 2024 [cit. 2024-04-17]. Dostupné z: [Výroční zprávy SÚRO | SURO](#).

VIRTUAL PHANTOMS. *MonitorMedical Radiation Dose - Increase Patient Safety Solving a Growing Problem* [interní materiál]. Virtual Phantoms, INC. New York, 2022.

ZAHRANIČNÍ LITERATURA

BRIX, Gunnar a Ursula, LEHEL, Gerhard, GLATTING, Sibyle, ZIEGLER, Wolfgang MUNZING, Stefan P MULLER, Thomas BEYER. Radiation Exposed of Patients Undergoing Whole-Body Dual-Modality 18F-FDG PET/CT Examinations. *Society of Nuclear Medicine* [online]. *Journal of nuclear medicine : official publication*, 2005 [cit. 2024-04-17].

Dostupné z: [Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality 18F-FDG PET/CT examinations - PubMed \(nih.gov\)](#)

HUANG, Bingsheng a Martin, WAI-MING LAW, Pek-Lan, KHONG, 2009. Radiation Dose and Cancer Risk at Whole-Body PET/CT. *Radiology* [online]. Radiological Society of North America (RSNA), March 2009 [cit. 2024-02-24]. ISSN: 251(1):166-74.

DOI: 10.1148/radiol.2511081300.

KAPOOR, Mayank a Anup KASI, 2022. PET Scanning. *StatPearls* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2017 [cit. 2024-02-16]. Dostupné z:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559089/>.

LEUNG, Kam, 2011. [¹⁸F]Fluorethylcholin. *Molecular Imaging and Contrast Agent Database (MICAD)* [online]. Bethesda (MD): National Center for Biotechnology Information (US), 2004-2013 [cit. 2024-02-17]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21735583/>.

LIDNSTRÖM, Elin. *Evaluation of Regularized Image Reconstruction for Clinical Positron Emission Tomography*. Digital Comprehensive Summaries of Uppsala Dissertations from the Faculty of Medicine [online], 8. dubna 2022 [2024-03-03]. Dostupné z: [Evaluation and Optimization of Clinical Positron Emission Tomography Regularized Image Reconstruction \(diva-portal.org\)](#). Dizertační práce. Uppsala: Acta Universitatis Upsaliensis. Anne Larsson Strömvall.

QUINN, Brian a Zak, DAUER, Neeta PANDIT-TASKAR, Heiko, SCHODER, Lawrence T. DAUER. Radiation dosimetry of 18F-FDG PET/CT: incorporating exam-specific parameters in dose estimates. *BMC Med Imaging* [online], Biomedcentral, 2016 [cit. 2024-04-17]. Dostupné z: [Radiation dosimetry of 18F-FDG PET/CT: incorporating exam-specific parameters in dose estimates - PubMed \(nih.gov\)](#).