

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2017**

**Daniel Janda**



FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

**Daniel Janda**

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**POROVNÁNÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽE PACIENTŮ PŘI  
DIAGNOSTICKÉM LO NA PET/CT HYBRIDNÍM SKENERU  
V ROCE 2006 A 2014**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Ing. Jiří Vítovec

PLZEŇ 2017



## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 27. 3. 2017

.....

## Poděkování

Děkuji Ing. Jiřímu Vítovcovi za ochotné a odborné vedení práce, za vstřícnost a poskytování cenných rad a materiálních podkladů. Dále bych rád poděkoval Ing. Tomáši Pokornému, Ph.D., za ochotu a poskytnutí odborných rad.

## **Anotace**

Příjmení a jméno: Janda Daniel

Katedra: Katedra záchranářství a technických oborů

Název práce: Porovnání radiační zátěže pacienta při diagnostickém LO na PET/CT hybridním skeneru v roce 2006 a 2014

Vedoucí práce: Ing. Jiří Vítovec

Počet stran - číslované: 50

Počet stran - nečíslované (tabulky, grafy): 26

Počet příloh: 7

Počet titulů použité literatury: 22

Klíčová slova: efektivní dávka, radiační zátěž, výpočetní tomografie, PET/CT, radiační ochrana

## **Souhrn:**

Tato bakalářská práce na téma „*Porovnání radiační zátěže pacientů při diagnostickém LO na PET/CT hybridním skeneru v roce 2006 a 2014*“ obsahuje teoretickou část, ve které jsou stručně popsány přístroje CT, PET a hybridní PET/CT. Dále jsou zde popsána radiofarmaka pro pozitronovou emisní tomografii. Další část práce tvoří popis veličin, kterými se zabývá radiační ochrana a popis vybraných metod, pomocí kterých se stanovují radiační dávky pacientů na oddělení nukleární medicíny. Dále jsou v této práci porovnávány radiační zátěže pacientů ve zvoleném období.

## **Annotation**

Surname and name: Janda Daniel

Department: Department of Paramedicar Rescue Work and Technical Specializations

Title of thesis: Comparison of patient radiation doses received from hybrid PET/CT in years 2006 and 2014

Consultant: Ing. Jiří Vítovec

Number of pages - numbered: 50

Number of pages - unnumbered (tables, graphs): 26

Number of appendices: 7

Number of literature items used: 22

Keywords: effective dose, radiation dose, computed tomography, PET/CT, radiation protection

## **Summary:**

This bachelor thesis titled „*Comparison of patient radiation doses received from hybrid PET/CT in years 2006 and 2014*“ includes theoretical part. This part briefly describes the CT, the PET and the PET/CT. This work also describes radiopharmaceuticals for positron emission tomography. The next chapter consists of a description of variables used in radiation protection and description of selected methods through which we can determine the patients radiation doses at the nuclear medicine department. Furthermore, this work compares the radiation doses of patients in the selected years.



## Obsah

ÚVOD .....	8
TEORETICKÁ ČÁST.....	10
1 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE.....	10
1.1 Základní principy.....	10
1.2 MDCT.....	11
1.2.1 Provedení vyšetření .....	11
1.2.2 Expozice .....	12
1.3 Kontrastní látky pro RTG diagnostiku .....	13
1.3.1 Pozitivní kontrastní látky .....	13
1.3.2 Negativní kontrastní látky .....	13
2 POZITRONOVÁ EMISNÍ TOMOGRAFIE .....	15
2.1 Fyzikální podstata PET.....	15
2.1.1 Radioaktivní přeměna $\beta^+$ .....	15
2.1.2 Gama záření.....	16
2.1.3 Interakce fotonů s hmotou.....	16
2.1.4 Princip detekce a detektory .....	18
2.2 Radiofarmaka.....	19
2.2.1 Zdroj radionuklidů.....	20
2.2.2 FDG.....	21
2.2.3 FLT.....	21
2.2.4 NaF.....	22
2.2.5 FCH.....	22
2.2.6 FDOPA.....	22
2.2.7 Značené aminokyseliny.....	22
2.2.8 Acetát .....	23
2.2.9 Značené peptidy .....	23

2.2.10	Markery hypoxie .....	23
2.2.11	Sloučeniny s <sup>15</sup> O.....	23
2.2.12	Perfuzní markery .....	23
3	PET/CT .....	24
3.1	PET/CT hybridní skener .....	24
4	RADIAČNÍ OCHRANA .....	26
4.1	Veličiny v radiační ochraně .....	26
4.1.1	Absorbovaná dávka .....	26
4.1.2	Ekvivalentní dávka .....	26
4.1.3	Efektivní dávka .....	27
4.1.4	Přehled dávek při různých radiologických vyšetřeních .....	29
4.1.5	CT Index dávky .....	30
4.1.6	Délka rozsahu snímání .....	30
4.1.7	Radiační dávky z externích radionuklidových zdrojů .....	30
4.1.8	Distribuce radioaktivity v organismu .....	31
5	METODIKA VÝPOČTU RADIAČNÍCH DÁVEK .....	34
5.1	Výpočet efektivní dávky pacienta z radiofarmaka .....	34
5.1.1	Dozimetrické údaje vybraných PET radiofarmak .....	34
5.2	Výpočet efektivní dávky pacienta při CT diagnostice.....	38
5.2.1	Údaje pro stanovení dávky .....	38
5.2.2	Výpočet efektivní dávky pomocí kalkulátoru ImPACT .....	38
5.2.3	Korekční faktory ImPACT při výpočtu efektivní dávky pro dané věkové kategorie.....	40
5.2.4	Odhad efektivní dávky z normalizovaných efektivních dávek .....	40
6	Porovnání radiačních dávek pacientů .....	42
6.1	Hodnoty radiačních dávek pacientů z PET/CT v roce 2006 .....	42
6.1.1	Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů.....	43

6.1.2	Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů .....	44
6.1.3	Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů .....	45
6.2	Hodnoty radiačních dávek pacientů z PET/CT v roce 2014 (Biograph 16).....	45
6.2.1	Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů.....	45
6.2.2	Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů .....	47
6.2.3	Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů .....	47
6.3	Hodnoty radiačních dávek pacientů z PET/CT v roce 2014 (Biograph mCT).....	49
6.3.1	Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů.....	49
6.3.2	Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů .....	51
6.3.3	Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů .....	52
	DISKUZE.....	53
	ZÁVĚR.....	57
	LITERATURA A PRAMENY .....	58
	SEZNAM ZKRATEK.....	60
	SEZNAM TABULEK.....	63
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	64
	SEZNAM PŘÍLOH.....	65
	PŘÍLOHY .....	66

## ÚVOD

Metody pro zobrazování mají v medicíně velmi rychlý rozvoj. V nukleární medicíně tyto metody přináší informace zejména funkčního charakteru. V souvislosti s vývojem hybridních zobrazovacích systémů jsou metody schopny přinést nejen funkční informace, ale také informace o anatomických strukturách. Při kompletaci metod nukleární medicíny společně s metodami radiologickými je během vyšetření organismus pacienta zatížen vyšší radiační dávkou.

Téma této bakalářské práce „*Porovnání radiační zátěže pacientů při diagnostickém LO na PET/CT hybridním skeneru v roce 2006 a 2014*“ je orientované především v problematice hybridního přístroje PET/CT, kde bude třeba objasnit, že postupnou modernizací samotného CT přístroje, kde může být optimalizace radiační zátěže mnohem lépe propracována, přináší ve srovnání se starším typem přístroje mnohem více možností docílení relativně nízkých hodnot radiačních dávek pacienta při CT vyšetření.

Dalším aspektem pro objasnění problematiky snižování radiační zátěže pacienta je schopnost detekčního zařízení pozitronové emisní tomografie pracovat s emisním zářením vycházejícím z pacienta i v krátkém časovém úseku a společně s tím schopno pracovat na takové úrovni, že bude možné snižovat aplikovanou aktivitu radiofarmaka bez znatelného úbytku diagnostických informací. S tímto souvisí vývoj samotných detekčních jednotek (krystalů) společně s nárůstem jejich citlivosti.

Jelikož se medicína v oblasti radiodiagnostiky snaží o co možná nejlepší diagnostický přínos, je zapotřebí sledovat a optimalizovat hodnoty radiační zátěže pacienta. Riziko z ozáření nesmí diagnostický přínos převažovat, a tak se dostává do popředí vývoj přístrojové techniky takovým způsobem, který umožní přinést dostatečné množství informací a zároveň držet radiační dávky na velmi nízkých hodnotách.

V této bakalářské práci se za pomoci práce s odbornou literaturou budeme zabývat popisem vyšetřovací metody CT dále pak popisem pozitronové emisní tomografie. Následující část bude věnována popisu radiofarmak a jejich využitelností a na tuto kapitolu navážeme samotným popisem PET/CT hybridního skeneru. Další samostatná kapitola bude věnována radiační ochraně a souvisejícím důležitým veličinám. Dále budou popsány postupy při výpočtu jednotlivých radiačních dávek z CT i z aplikované aktivity radiofarmaka a

závěrečná část práce bude věnována samotným hodnotám efektivních dávek v jednotlivých letech na daném typu přístroje.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Výpočetní tomografie neboli CT (computed tomography) je radiologická vyšetřovací metoda založená na principu matematického rekonstruování anatomických vrstevových obrazů (řezů) získaných dle absorpce záření v jednotlivých tkáních v mnoha průmětech po obvodu kruhu. Tato metoda byla vyvinuta na přelomu šedesátých a sedmdesátých let. První tomograf schopný klinického využití byl zkonstruován v roce 1971. Zavedení CT znamenalo zásadní přelom v lékařském zobrazování. (1) (2)

### 1.1 Základní principy

Základním principem je zeslabování svazku rentgenového záření při průchodu vyšetřovaným objektem při rotačním pohybu systému rentgenka-detektory kolem těla pacienta, kdy následně probíhá zpětná projekce dat. Absorpce záření, neboli atenuace (zeslabení) je vyjádřena matematicky v hodnotách denzity v Hounsfieldových jednotkách (HU – Hounsfield Unit). Hounsfieldova stupnice zahrnuje denzity materiálů od -1000 HU (vakuum, vzduch) do 3096 HU (kov), čili je rozdělena do 4096 stupňů. Hodnota tukové tkáně je přibližně -50 až -150 HU a hodnota pro vodu činí 0 HU. (2) (3) (4)

Množství záření dopadající na detektory je registrováno a převáděno na elektrický signál, který je následně odeslán ke zpracování výpočetnímu systému. Systém rentgenka – detektory se během expozice otočí kolem vyšetřovaného objektu o 360° přičemž doba rotace (expoziční čas) náleží rozmezí 0,3 – 2 s. Obvykle jsou během takové rotace provedeny stovky měření (obvykle 720 – 1440) na každém detektoru. Množství detektorů se pohybuje v rozmezí 800 – 1200. Pomocí získaných dat je výpočetní systém schopen rekonstrukce obrazu vyšetřované lokality. Tyto obrazy jednotlivých vrstev jsou digitální a obvykle je tvoří matice bodů 512 × 512. (5)

V dnešní době jsou vyšetřovací metody propojeny systémem PACS (Picture Archiving and Communications System) umožňující přenos obrazové informace z jednotlivých vyšetřovacích zařízení přímo k lékaři. (6)

**Tabulka 1** Denzita tkání

<b>Tkáň</b>	<b>Denzita (HU)</b>
vzduch	-1000
tuk	-100 až -50
voda	0
kost	> +700
kovy	až +3000
koagula	+60 až +80
nekoagulovaná krev	+30 až +45

*Zdroj: FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. Základy zobrazovacích metod. Praha : Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.*

## **1.2 MDCT**

Multidetektorová výpočetní tomografie neboli MDCT pracuje na způsobu akvizice dat při výpočetní tomografii (CT), kdy je současně získáváno více datových stop (4-320). V současnosti je možné MDCT přístroje rozdělit dle konstrukčního konceptu na několik základních typů. Nejobvyklejším typem je jednozdrojový MDCT přístroj, který je vybaven jednou rentgenkou a jednou detektorovou soustavou. Od tohoto běžného typu se odlišuje dvouzdrojový MDCT přístroj, který má v portálu nainstalované současně dvě rentgenky a dvě detektorové soustavy v úhlu cca 90°. (7)

### **1.2.1 Provedení vyšetření**

Vlastní provedení vyšetření spočívá v první řadě v přípravě pacienta, přičemž musí být poučen o povaze vyšetření, vyslechnut ohledně anamnestických údajů s hlavním zaměřením na alergické reakce z důvodu podávání jódové kontrastní látky během vyšetření, dále pak na onemocnění ledvin, srdce a štítné žlázy. Pokud pacient má alergické potíže, je nutné zvážit premedikaci. (4)

Mimořádný význam při zobrazování pomocí výpočetní tomografie zaujímá správnost využití akvizičních parametrů. Akviziční parametry ovlivňují kvalitu získaných hrubých dat (raw data). Pomocí akvizice těchto dat je učiněn nejdůležitější krok k získání diagnosticky přínosného zobrazení. Mezi tyto akviziční data patří nastavení proudu a napětí na rentgence, kolimace, počet datových stop, rychlost posunu stolu a rychlost otáčení systému rentgenka-detektory. Hrubá data jsou dále použita k rekonstrukci dat obrazových, jejichž kvalitu ovlivňují rekonstrukční parametry. Mezi rekonstrukční parametry patří rekonstrukční increment (slice increment) neboli šíře rekonstruované vrstvy mezi jednotlivými obrazy, které

se navzájem překrývají a rekonstrukční algoritmus (convolution kernel, reconstruction filter). Prostorové rozlišení obrazu je velmi výrazně ovlivněno nastavením pole, které rekonstruovaná data obsahuje (tzv. FOV – field of view). (4)

### 1.2.2 Expozice

Expozice se sestavuje ze dvou parametrů. Jedním z nich je nastavení proudu (mAs) na rentgence a druhým nastavení napětí (kV). Vzájemný poměr ovlivňuje šum a zároveň absorbovanou dávku. (7)

Hodnota nastaveného napětí ovlivňuje energii záření použitého k měření absorpce ve tkáních. Absorpce jednotlivých tkání se výrazně liší při nastavení nižších hodnot [kV], přičemž běžné hodnoty napětí jsou 80, 100, 120, 130 a 140[kV]. Hodnota nastaveného proudu je velice důležitým faktorem ovlivňujícím především kvalitu zobrazení z hlediska subjektivního hodnocení, a také výslednou absorbovanou dávku. Pokud je při nastavení expozice hodnota proudu zvýšena, zvyšuje se kvantum záření X použitého pro měření absorpce ve tkáních, proto při vyšších hodnotách proudu narůstá absorbovaná dávka, ovšem obecně ubývá šumu v zobrazení. (7)

Na současných přístrojích je ve většině případů nastavení proudu používáno prostřednictvím relativních hodnot. Nejrozšířenějším a nejpoužívanějším pojmem je efektivní hodnota [mAs], vztažená k podmínkám odpovídajícím otáčce 360° za 1[s]. Tato hodnota je tedy nezávislá na periodě rotace systému rentgenka-detektory. Bohužel není možné si s tímto pojmem vystačit při použití automatické optimalizace dávky vyššího řádu. Za nejúčinnější způsob optimalizace dávky je považována tzv. 4D proudová modulace. Při zapnutí automatického řízení expozice je na základě atenuace (zeslabení) v kraniokaudálním směru na plánovacím skenu zvolen profil v ose Z. Efektivní hodnota [mAs] je využita jen v místě nejvyšší atenuace, v ostatních částech je dávka postupně snižována úměrně zeslabování atenuace. Jako další prvek je do 4D optimalizace zařazena korekce dávky při rotaci rentgenky kolem těla pacienta. Ke korekci (snížení) dávky dochází při interaktivním vyhodnocování rozdílů v atenuaci z předozadního šikmého a laterolaterálního směru. Mezi částmi těla s nízkou atenuací (např. krk, hrudník) a oblastmi s atenuací vysokou (ramena, pánev) zamezuje 4D redukce dávky rozdílné vizuální kvalitě zobrazení. (7)



## 1.3 Kontrastní látky pro RTG diagnostiku

Zavedení kontrastních látek v diagnostice velice posunulo CT zobrazování vpřed. Kvalita rentgenového obrazu závisí nejen na ostrosti, ale také na kontrastu jednotlivých struktur. Kontrast je ovlivněn rozdílnou absorpcí rentgenového záření v jednotlivých tkáních, a proto pomocí kontrastních látek můžeme tyto rozdíly zvýšit. Kontrastní látky mohou absorpci rentgenového záření buď zvyšovat (pozitivní KL) nebo snižovat (negativní KL). (3) (8)

### 1.3.1 Pozitivní kontrastní látky

#### Baryové

Základní složkou baryových kontrastních látek je síran barnatý ( $\text{BaSO}_4$ ), jakožto jediná sloučenina barya, která je netoxická a je nerozpustná ve vodě. Je podávána ve formě suspenze, nikoliv roztoku. Mezi základní vlastnosti baryových kontrastních látek patří denzita, přilnavost ke sliznici, stabilita a viskozita. Stabilita suspenze je do značné míry ovlivněna způsobem přípravy před vyšetřením (způsob míchání, teplota použité vody). Mimo samotného síranu barnatého obsahují tyto přípravky stabilizátory, jenž brání vločkování a zpomalují sedimentaci, nebo také chuťová koregancia při podání per os. (2) (3)

Baryové KL se používají pro vyšetření GIT u dospělých a mohou být podávány perorálně nebo per rektum. Tyto KL lze aplikovat také do stomie. Při vyšetřování horní části trávicí trubice se využívají KL s vysokou denzitou, značeny jako H.D. (high density). Pro vyšetření tračnicku se využívá látek střední denzity, které bývají označeny jako colon. (2)

#### Jodové

Jodové kontrastní látky jsou hydrosolubilní neboli rozpustné ve vodě. Jejich základ tvoří soli organických sloučenin obsahující jód. Jodové KL jsou primárně určeny pro parenterální aplikaci, ale je možné je podat i enterálně. Intravaskulární podávání pozitivní kontrastní látky obsahující jód je v dnešní době pro diagnostiku využívající RTG technik nejrozšířenější. Během intravaskulární aplikace jodové kontrastní látky nebo i po skončení aplikace mohou být vyvolány nežádoucí účinky. (2)

### 1.3.2 Negativní kontrastní látky

Mezi nejčastěji využívané negativní kontrastní látky patří vzduch a oxid uhličitý ( $\text{CO}_2$ ). Jejich využitelnost jako samostatných není v dnešní době častá jako např. u DSA za pomoci  $\text{CO}_2$ . Negativní KL jsou používány především u dvojkontrastních vyšetření. Při

dvojkontrastním vyšetření je použita v kombinaci pozitivní a negativní KL, nejčastěji při vyšetření trávicího traktu, kde pozitivní KL (baryová) vytvoří povlak na stěně vyšetřovaného orgánu a negativní KL rozšíří a vyplní jeho lumen. (5)

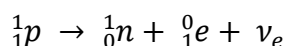
## 2 POZITRONOVÁ EMISNÍ TOMOGRAFIE

Pozitronová emisní tomografie (PET) je mocná diagnostická modalita zobrazující metabolické pochody v těle pacienta. V PET diagnostice má největší zastoupení radiofarmakum [ $^{18}\text{F}$ ] 2-fluoro-2deoxy-D-glukóza (FDG). Obecně vyšší metabolickou aktivitu vykazují buňky všech maligních nádorů, mají proto zároveň zvýšený metabolismus glukózového analogu FDG. Radiofarmakum se aplikuje intravenózně, kdy je následně vychytáváno v těch tkáních, které vykazují vyšší stupeň metabolické aktivity než okolí. Kromě nádorových onemocnění je PET využíváno také k diagnostice v oblastech, jako jsou psychiatrie, neurologie nebo kardiologie. (4) (9)

### 2.1 Fyzikální podstata PET

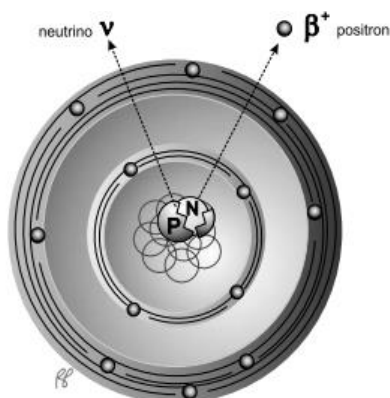
#### 2.1.1 Radioaktivní přeměna $\beta^+$

Přeměna  $\beta^+$  je charakterizována emisí částice  $e^+$  - pozitronu, což je antičástice k částici  $e^-$  - elektronu. Uvedená radioaktivita se vyskytuje u radionuklidů s přebytkem protonů v jádře atomu (tzv. neutron-deficientní jádra). V jádře se proton přemění na neutron (za předpokladu, že jádro složené z  $p$  protonů a  $n$  neutronů má vyšší celkovou energii-hmotnost než jádro z  $p-1$  protonů a  $n+1$  neutronů, a to minimálně o klidovou hmotnost elektronu  $\sim 511$  [KeV]) a z jádra je emitována částice  $\beta^+$  a elektronové neutrino  $\nu_e$ . Jaderná přeměna probíhá dle schématu:  ${}^A_ZX \rightarrow {}^A_{Z-1}X + {}^0_+e + \nu_e + \Delta E$ , (10), (11)



V látce částice  $\beta^+$  vytrhává při průletu kolem atomů elektrony z jejich obalu a jsou schopny ionizovat. Při průchodu látkou částice brzdí a při dostatečném zpomalení se pozitron  $e^+$  setkává s elektronem  $e^-$  a dochází k jejich interakci. Tyto částice a antičástice zanikají, neboť jsou antagonistické. Tento jev se nazývá anihilace a v místě interakce vznikají dvě kvanta tvrdého záření  $\gamma$ , každé o energii 511 [KeV], které se pohybují z místa vzniku v protilehlých směrech pod úhlem  $180^\circ$ . (10)

Obrázek 1 Rozpad  $\beta^+$



Zdroj: POWSNER, Rachel A. a Edward R. POWSNER. *Essential nuclear medicine physics*. 2nd ed. Malden, Massachusetts : Blackwell Pub., 2006. ISBN 978-1-4051-0484-5.

### 2.1.2 Gama záření

Záření gama je vysokoenergetické ionizující elektromagnetické záření s vysokou frekvencí, vznikající při subatomárních interakcích. Může vznikat společně s alfa nebo beta zářením při radioaktivním rozpadu jader nebo při elektron-positronové interakci. Jako gama záření může být také označeno záření s energií fotonů vyšší než 10 [KeV]. (12)

Při průchodu látkou interaguje toto záření třemi následujícími způsoby. Prvním je fotoelektrický jev, dalším Comptonův jev a posledním způsobem interakce je tvorba elektron-positronového páru. (12)

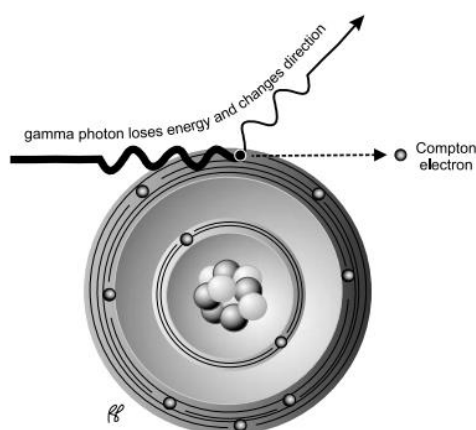
### 2.1.3 Interakce fotonů s hmotou

Při anihilaci elektronu s pozitronem vzniklé gama záření interaguje s okolní hmotou. Jak je již naznačeno výše, fotony interagují různými způsoby. Typ dané interakce je funkcí energie fotonu a atomového čísla ( $Z$ ) prvku, kterým je tvořena okolní hmota. Dominantním typem interakce v nukleární medicíně, kde se používají energie 50 [KeV] - 550 [KeV] je pro nižší atomová čísla jako je lidská tkáň ( $Z = 7,5$ ) Comptonův jev. Fotoelektrický jev zastává dominanci při interakci fotonu s prvkem s vyšším atomovým číslem ( $Z = 82$ ). Ke třetímu typu interakce, kde nastává tvorba elektron-positronového páru dochází pouze tehdy, je-li energie fotonu vyšší než 1020 [KeV]. Tento jev tedy není pro potřeby nukleární medicíny významný. (13) Odchýlení fotonů z původního směru je významným rušivým elementem při PET zobrazování. V důsledku zaznamenávání rozptýlených fotonů s nižší energií dochází k chybným určením míst anihilace. (4)

## Comptonův jev

Comptonův jev (také Comptonův rozptyl) je proces, při kterém foton interaguje se slabě vázaným nebo s volným elektronem v atomu, kterému předá foton část své energie a umožní elektronu uniknout z orbitalu. Tento uvolněný elektron se nazývá Comptonův elektron. Při interakci dojde k odchýlení fotonu ze své původní dráhy a zároveň ztrácí část energie. O jaký úhel se foton odchýlí má závislost na předané energii a tento úhel může mít velikost od  $0^\circ$  do  $180^\circ$ . (13)

Obrázek 2 Comptonův jev

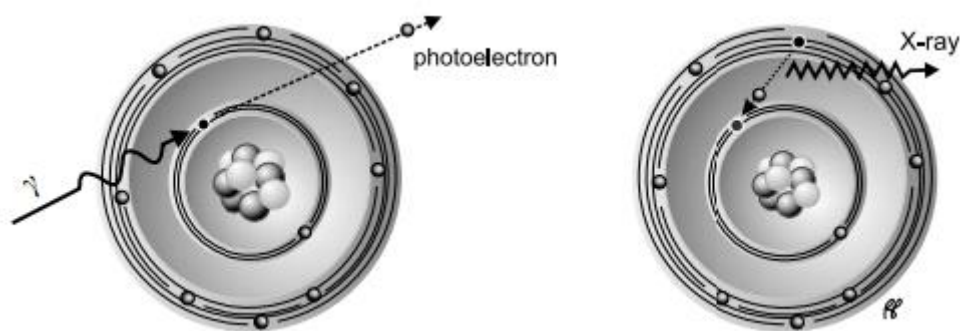


Zdroj: POWSNER, Rachel A. a Edward R. POWSNER. *Essential nuclear medicine physics*. 2nd ed. Malden, Massachusetts : Blackwell Pub., 2006. ISBN 978-1-4051-0484-5.

## Fotoelektrický jev

Foton, který ztratil většinu své energie při Comptonově rozptylu nebo záření gama o nízké energii mohou předat veškerou energii orbitalovému elektronu. Tento proces nese název fotoelektrický jev a elektron, který danou energii získal se nazývá fotoelektron. Tento elektron je z atomu vyražen a nese energii rovnou té získané od fotonu a sníženou o vazebnou energii. Elektron z vyšší slupky poté zaplňuje prázdné místo po vyraženém elektronu za vyzáření rentgenového záření. (13)

Obrázek 3 Fotoelektrický jev



Zdroj: POWSNER, Rachel A. a Edward R. POWSNER. *Essential nuclear medicine physics*. 2nd ed. Malden, Massachusetts : Blackwell Pub., 2006. ISBN 978-1-4051-0484-5.

#### 2.1.4 Princip detekce a detektory

Z výše popsaného mechanismu vzniku záření je zřejmé, že detekční systémy jsou založeny na detekci anihilačního záření, nikoliv samotných pozitronů. K detekci může sloužit jednak klasická scintilační kamera, pokud je vybavena vhodným kolimátorem. Přítomný NaI(Tl) krystal ale absorbuje jen nízké procento fotonů o energii 511 [KeV] a účinnost tohoto systému je malá. Planární nebo tomografický (SPECT) obraz získaný touto metodou má navíc špatné prostorové rozlišení. (4)

Princip PET detekce se od SPECT scintigrafie liší současným snímáním obou fotonů najednou (koincidenčním) a bez přítomnosti kolimátorů. Při SPECT detektory rotují kolem pacienta a tím je umožněna rekonstrukce tomografických řezů. PET nepracuje na rozdíl od SPECT s planárním zobrazením. (4)

Pro PET jsou využívány specializované systémy detektorů. Konvenčním scintilačním kamerám se svou konstrukcí blíží šest silných hexagonálně uspořádaných NaI(Tl) detektorů, které dnes ovšem nejsou standardními, ačkoliv výrazně zvyšují citlivost. Dnes jsou standardem kruhově uspořádané pevné detektory, které obsahují až desítky tisíc krystalových segmentů. Bismut-germanátové (BGO –  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ) detektory byly ještě donedávna nejrozšířenější a vykazovaly dobré prostorové rozlišení. Vyznačují se velkou hustotou a protonovým číslem. Poměr celkových lineárních součinitelů zeslabení pro BGO a NaI(Tl) je pro fotony kolem 2,5 s poněkud nízkým stupněm závislosti na energii. S daleko lepšími vlastnostmi jsou dnes používané gadolinium oxyorthosilikátové krystaly GSO [ $\text{Gd}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$ ], který má výhodu vyšší detekční schopnosti díky vysokému protonovému číslu. Jako nejvhodnější varianta pro pozitronovou emisní tomografii se jeví materiál lutecium

oxyorthosilikát LSO [Lu<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>(Ce)]. LSO má o 7-8% lepší rozlišovací schopnost než BGO, rychlejší odezvu, přičemž detekční schopnost se příliš neliší. Jedním z hlavních nedostatků lutecia je jeho vyšší cena a technologicky náročná výroba velkých objemů. (4), (14)

## 2.2 Radiofarmaka

Radiofarmakum je jakýkoliv léčivý přípravek, který obsahuje jeden či více radioaktivních izotopů (radionuklidů) určených pro lékařské využití. (2)

Zabýváme se zde i pojmy farmakodynamika a farmakokinetika. Farmakodynamika se opírá o účinek dané látky, která vyvolá změny na molekulární, buněčné, tkáňové a systémové úrovni.

Farmakokinetika se zabývá popisem transportu daného léčiva v organismu v čase po podání. (15)

Pro PET je možné využít široké spektrum pozitron emitujících radionuklidů jako např. <sup>11</sup>C, <sup>13</sup>N, <sup>15</sup>O a <sup>18</sup>F. Každý z nich má určité biologické vlastnosti a díky nim lze pozorovat jednotlivé funkční mechanismy v těle. Klinicky nejvíce využívaný izotop je fluorid-18 (<sup>18</sup>F). (4) (16)

**Tabulka 2 Hlavní pozitron emitující radionuklidy produkované pomocí urychlených protonů.**

Radionuklid	Poločas rozpadu	Reakce
<sup>11</sup> C	20 [min]	<sup>12</sup> C (p, pn) <sup>11</sup> C <sup>11</sup> N (p, α) <sup>11</sup> C
<sup>13</sup> N	10 [min]	<sup>16</sup> O (p, α) <sup>13</sup> N <sup>13</sup> C (p, n) <sup>13</sup> N
<sup>15</sup> O	2 [min]	<sup>15</sup> N (p, n) <sup>15</sup> C <sup>14</sup> N (d, n) <sup>15</sup> O
<sup>18</sup> F	109 [min]	<sup>18</sup> O (p, n) <sup>18</sup> F <sup>20</sup> Ne (d, α) <sup>18</sup> F

Zdroj: ANALOUI, Mostafa., Joseph D. BRONZINO a Donald R. PETERSON. *Medical imaging: principles and practices*. Boca Raton : Taylor & Francis/CRC Press, 2013. ISBN 978-1-4398-7102-7.

Pozn.: A (x, y) B: A je jádro, x je ostřelovací prvek, y je radioaktivní produkt a B je produkováný izotop.

**Tabulka 3 Přehled radiofarmak pro PET**

<b>Radiofarmakum</b>	<b>Poločas rozpadu</b>	<b>Oblast účinnosti</b>
<b><sup>18</sup>F-FDG</b>	110 min	srdce, tumory, záněť
<b><sup>18</sup>F-FLT</b>	110 min	mozkové tumory
<b><sup>18</sup>F-NaF</b>	110 min	detekce kostních lézí
<b><sup>11</sup>C-Cholin</b>	20 min	lokalizace tumorů, prostata
<b><sup>18</sup>F-Cholin</b>	110 min	lokalizace tumorů, prostata
<b><sup>18</sup>F-DOPA</b>	110 min	CNS
<b><sup>11</sup>C-MET</b>	20 min	mozkové tumory
<b><sup>18</sup>F-FET</b>	110 min	mozkové tumory
<b><sup>11</sup>C-Acetát</b>	20 min	metabolismus srdeční svaloviny
<b><sup>68</sup>Ga-DOTA</b>	68 min	neuroendokrinní tumory
<b><sup>18</sup>F-MISO</b>	110 min	detekce tumorové hypoxie
<b><sup>15</sup>O-Voda</b>	123 s	průtok krve mozkiem a srdeční svalovinou
<b><sup>13</sup>N-Amoniak</b>	9 min	průtok krve srdeční svalovinou

*Zdroje: VOTRUBOVÁ, Jana. Klinické PET a PET/CT. Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-619-9. Adam J., Kadeřávek J., Kužel F., Vašina J., Řehák Z. Současné trendy ve využívání PET radiofarmak. [Online] 3. Duben 2014. [Citace: 4. Leden 2017.] <http://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/186/4506.pdf>.*

### 2.2.1 Zdroj radionuklidů

Zdrojem radionuklidů pro potřeby nukleární medicíny jsou jaderné reaktory, cyklotrony a generátory. Jaderný reaktor slouží k výrobě radionuklidů, které mají ve svém jádře přebytek neutronů. Vyrábí se buďto štěpením uranu, anebo jadernou reakcí vyvolanou neutrony. Cyklotrony jsou naopak zdrojem radionuklidů, které neutrony postrádají, tzv. neutrodeficientní radionuklidy, např. <sup>201</sup>Tl, <sup>111</sup>In nebo <sup>81</sup>Rb. Proces výroby spočívá v ozařování vhodného terčového materiálu nabitými částicemi (protony, deuterony, α-částice). Generátory obsahují mateřský radionuklid, jenž se rozpadá na krátkodobý dceřiný, který je používán při vlastní přípravě radiofarmaka. Z generátoru se získává separací, tzv. elucí. Nejvíce rozšířeným a nejpoužívanějším generátorem je generátor <sup>99</sup>Mo – <sup>99m</sup>Tc. (1)

Proces výroby PET radiofarmak náleží cyklotronům. Cyklotron je zařízení kruhovitěho tvaru, v němž jsou nabitě částice jako proton nebo alfa částice po spirálovité dráze a ve vakuovém prostředí urychlovány. Dva polokruhy (duanty) jsou napájeny pomocí zdroje vysokofrekvenčního napětí a vytváří tak rychle se měnící elektrické pole, díky kterému dochází v jejich mezeře k urychlování částic. Aby mohl být svazek částic veden, je zde přítomen velmi silný elektromagnet, přičemž magnetické pole je orientováno kolmo na dráhu částic a způsobuje zakřivení směru pohybu nabitých částic. Poloměr kruhové dráhy se



zvětšuje s rostoucí rychlostí částic a částice se pohybují po spirálovité dráze. Dostatečně urychlené částice jsou za pomoci deflektoru směřovány na terč, který obsahuje neradioaktivní nuklid. Po ostřelení tohoto nuklidu urychlenými částicemi z něj vzniká nuklid radioaktivní neboli radionuklid. Aby mohlo dojít k finální výrobě radiofarmak, radionuklidy musí být od terče odděleny a v syntetizačních modulech sloučeny s neaktivní transportní látkou. (13)

Pro tato radiofarmaka platí, že jejich výroba většinou probíhá poblíž PET oddělení a je velice důležité přesně načasovat jednotlivé výrobní operace s ohledem na předpokládaný čas použití, jelikož poločas rozpadu nuklidů je velice krátký. (13)

### **2.2.2 FDG**

2-[<sup>18</sup>F]-fluoro-2-deoxy-D-glukóza je vhodná především pro diagnostiku nádorových onemocnění, protože nádorové buňky mívají zmnoženy non-inzulindependentní glukózové transportéry, a také zvýšenou rychlost fosforylace (v buňce je FDG fosforylována pomocí enzymu hexokináza). Důsledkem těchto skutečností je obvykle schopnost nádorových buněk akumulovat FDG. Také zánětlivé elementy mají schopnost intenzivně akumulovat FDG. (4)

Před vyšetřením pomocí FDG je zapotřebí správná příprava v podobě alespoň šestihodinového lačnění pro zobrazení nádorů, zánětů a mozku a to z důvodu, aby byla hladina glykémie co nejnižší a byla minimalizována kompetice FDG s glukózou. Důsledkem lačnění je však také nízká hladina inzulinemie, která ale pro nádorové zobrazování nemá zásadní význam, ale například pro vyšetření myokardu je snížená hladina inzulinemie vyloženě nežádoucí, jelikož vstup FDG do myocytů usnadňuje její zvýšená hodnota. (4)

### **2.2.3 FLT**

Fluorothymidin neboli 3'-deoxy-3'-[<sup>18</sup>F] fluorothymidin (FLT) je významný jiným přístupem k diagnostice nádorů, jelikož je pomocí tohoto radiofarmaka možné zobrazit nádorovou mitotickou aktivitu. V buňkách je akumulace FLT úměrná aktivitě enzymu thymidinkináza 1, který má podíl na syntéze DNA. Thymidinkináza se v S-fázi buněčného cyklu nachází v buňce ve zvýšeném množství, ale ve srovnání s FDG je v nádoru akumulován méně, protože u neoplazmat se v S-fázi vyskytuje asi jen 10% buněk. I přesto lze pomocí FLT získat slibné výsledky (např. před a po léčbě nádoru dokáže FLT ve srovnání s FDG lépe posoudit okamžitý účinek protinádorové terapie). Výhodou FLT je stejně jako u značených aminokyselin nulové vychytávání radiofarmaka ve zdravé mozkové tkáni, a proto se nabízí možnost využití při detekci mozkových tumorů. (4)

#### 2.2.4 NaF

[<sup>18</sup>F] - NaF (fluorid sodný) byl již dříve využíván pro kostní scintigrafii, ještě před zavedením <sup>99m</sup>Tc značených fosfonátů. V současné době se díky narůstající dostupnosti PET skenerů dostává do popředí využitelnosti. NaF je schopné intenzivní vazby na kostní matrix, nejvíce však v místech zvýšené přestavby kostních buněk neboli v místech ložiskových kostních procesů (zánět/nádor), fraktur nebo také degenerativních změn. Pro diagnostiku kostních lézí vykazuje NaF větší spolehlivost oproti SPECT, jelikož rychleji dosahuje vyšších kontrastních poměrů v kombinaci s lepší lokalizací. Pomocí PET, zvláště pak pomocí PET/CT je vyšetření s NaF daleko spolehlivější než běžná kostní scintigrafie. (4)

#### 2.2.5 FCH

Cholin je živina, která má za úkol stavět či reparovat buněčné membrány. Pro diagnostiku je využíván buď značený pomocí <sup>11</sup>C nebo jako FCH – fluorocholin, značený <sup>18</sup>F. Značený cholin nemá sice lepší výsledky v onkologické diagnostice než vyšetření s FDG, ale využití nalézá při diagnostice některých nádorů (např. karcinom prostaty), které FDG akumulují nepravidelně a mnoho publikací již prokázalo, že zde je využití cholinu namístě. (4)

#### 2.2.6 FDOPA

Pod zkratkou [<sup>18</sup>F]DOPA známý monoamin L-3,4-dihydroxy-6-[<sup>18</sup>F]-fluorofenylalanin měl při neurovědných výzkumech řadu klinických výstupů u Parkinsonovy choroby a jiných dalších pohybových onemocnění. PET s [<sup>18</sup>F]DOPA odráží transport dihydroxyfenylalaninu do neuronů, jeho dekarboxylaci na dopamin a dopaminovou zásobní kapacitu v nesynaptických nervových zakončeních s významným omezením až na bazální ganglia. (4) (17)

[<sup>18</sup>F]DOPA má v poslední době rapidní nárůst významu v zobrazování neuroendokrinních tumorů (NET), jelikož tyto tumory mají schopnost metabolické akumulace dekarboxylovaných biogenních aminů jako je L-DOPA. Toto radiofarmakum může být alternativou pro značené peptidy. (4) (17)

#### 2.2.7 Značené aminokyseliny

Značené aminokyseliny jsou ukazatelem proteosyntézy, a proto je také možné, aby byly využity pro zobrazování nádorů. Jsou ale méně vhodné pro onkologickou diagnostiku, než FDG vyjímaje mozkových nádorů, protože značené aminokyseliny nejsou akumulovány zdravou mozkovou tkání. Nejvíce známé jsou L-[methyl-<sup>11</sup>C]methionin (MET), jehož

nevýhoda je velice krátký poločas rozpadu  $^{11}\text{C}$  a využití je omezeno pouze na centra s cyklotronem a z toho důvodu je čím dál tím využívanější O-(2-[ $^{18}\text{F}$ ]-fluoroethyl)-L-thyrosin (FET) s delším poločasem rozpadu. (4)

### 2.2.8 Acetát

[ $^{11}\text{C}$ ]acetát je v buňkách vychytáván a aktivován na acetyl-koenzym A velmi rychle. Ten slouží pro výstavbu membrán a v nádorech tak nalézáme jeho zvýšený obrat. Mohl by být vhodný pro průkaz recidivy karcinomu prostaty. Acetyl-Co A je také zdrojem energie pro mitochondrie, čehož lze využít v posouzení metabolismu v myokardu, kde je [ $^{11}\text{C}$ ]acetát akumulován v závislosti na perfuzi. (4)

### 2.2.9 Značené peptidy

Značené peptidy mají vysokou afinitu k receptorům nádorových buněk. Úspěšným v diagnostice a zároveň využívaným radiofarmakem je [ $^{68}\text{Ga}$ ]-DOTATOC, který se specificky váže na somatostatinové receptory. Tyto receptory bývají zmnoženy na buňkách neuroektodermálních tumorů (NET). (4)

### 2.2.10 Markery hypoxie

Hypoxie v nádoru může být příznakem překotného růstu. Markery hypoxie jsou schopny se za hypoxických podmínek vázat na buněčné makromolekuly. Mezi nejpoužívanější patří [ $^{18}\text{F}$ ]-fluoromisonidasol (FMISO) a [ $^{18}\text{F}$ ]-fluoroerythronitriomisonidazol (FETNIM). Mohou být použity jednak jako prognostický faktor a také jako volba postupu při radioterapeutické léčbě, protože hypoxie zvyšuje radioresistenci neoplazií. (4)

### 2.2.11 Sloučeniny s $^{15}\text{O}$

Výroba sloučenin s  $^{15}\text{O}$  je kvůli dvouminutovému poločasu rozpadu značně omezena. Jedná se o molekulární kyslík  $^{15}\text{O}_2$ , [ $^{15}\text{O}$ ] oxid uhelnatý, [ $^{15}\text{O}$ ] oxid uhličitý a [ $^{15}\text{O}$ ] vodu. [ $^{15}\text{O}$ ] voda je dokonalý perfuzní marker a umožňuje pomocí PET detekovat velmi jemné změny perfuze. [ $^{15}\text{O}$ ] oxid uhelnatý je vhodný pro posouzení krevního objemu a  $^{15}\text{O}_2$  umožňuje vyjádření této molekuly v hyperfundovaných tkáních. (4)

### 2.2.12 Perfuzní markery

Tkáňovou perfuzi lze sledovat i za pomoci [ $^{13}\text{N}$ ]NH<sub>3</sub>, jenž je vychytáván v myokardu, mozku a v dalších tkáních a také za pomoci kationtu [ $^{82}\text{Rb}$ ] rubidia, který jsou schopny intenzivně akumulovat buňky myokardu. (4)

### 3 PET/CT

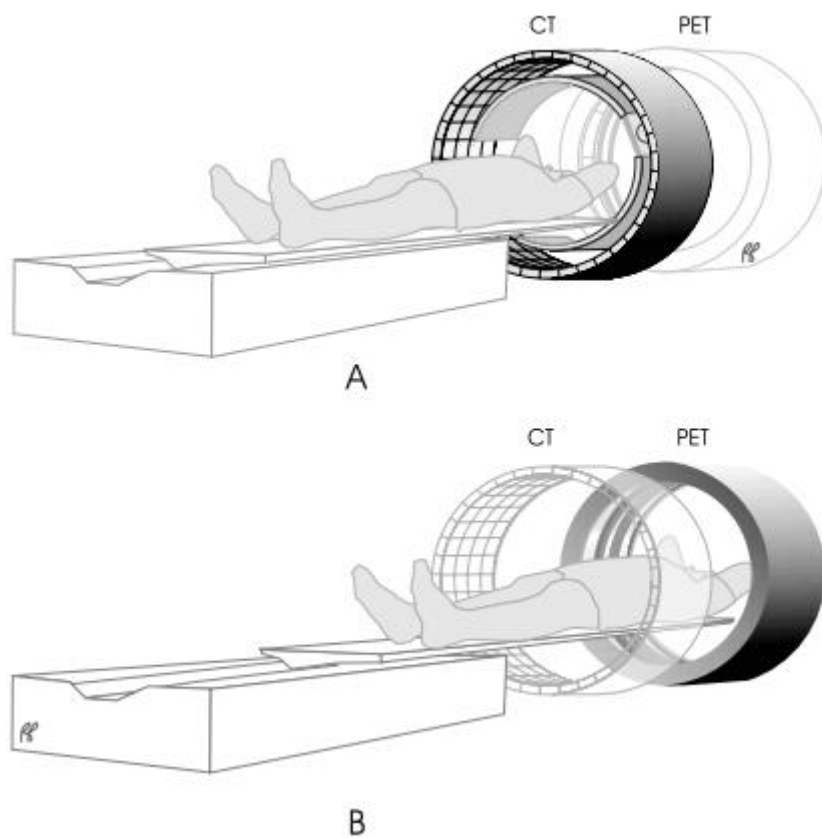
Již několik let se v diagnostice využívá obrazové fúze dvou různých vyšetření té samé anatomické lokality. Organizační náročnost nasnímání, registrace obrazů i samotná fúze je velice náročná a vytvořit spolehlivý fúzovaný obraz pokud je pacient v rozdílné pozici v jiném čase, kdy v oblasti břicha jsou rozdíly ve střevní peristaltice a v hrudní oblasti dechové pohyby je velice těžké. Tuto nevýhodu však odstraňuje hybridní zobrazení, jelikož poloha pacienta je nezměněna a vyšetření probíhá v krátkém čase. Metabolická mapa je poté promítnuta do anatomické mapy a to díky speciální vyhodnocovací konzoli. Je tak provedena již zmíněná fúze. Díky vychytání radiofarmaka v hypermetabolické oblasti je možné tuto oblast přesně topograficky lokalizovat a vytvořit morfologický popis. (4)

#### 3.1 PET/CT hybridní skener

PET/CT skenery jsou v současné době konfigurovány jako sekvenční portály, také nazývané in-line kamery. Tyto dvě zařízení sdílí pohyblivý vyšetřovací stůl. (13)

Jak je již uvedeno výše, pacient zaujímá polohu vleže a ideálně s rukama nad hlavou, která se během CT vyšetření a následného vyšetření pomocí PET nemění. Vyšetření začíná akvizicí tzv. topogramu, při které je rentgenka ve statické poloze a vyšetřovací stůl zajíždí s pacientem směrem do CT gantry. Tento obraz představuje předozadní projekci a používá se k vymezení oblasti zájmu pro vyšetření PET/CT hybridním skenerem. Ve vymezené oblasti zájmu probíhá akvizice CT dat a ve stejné oblasti jsou poté snímána PET data. PET data nepodléhají kontinuální akvizici jako u CT, ale v pozicích nazývaných „beds“ (postele) jsou snímána přibližně po dobu cca 3 minut na každou postel. Jednotlivé „postele“ se musejí překrývat z důvodu poklesu citlivosti PET skeneru na okrajích zorného pole. (4)

Obrázek 4 Schéma PET/CT



(A) CT na prvním místě následované PET skenerem (B)

Zdroj: POWSNER, Rachel A. a Edward R. POWSNER. *Essential nuclear medicine physics*. 2nd ed. Malden, Massachusetts : Blackwell Pub., 2006. ISBN 978-1-4051-0484-5.

## 4 RADIAČNÍ OCHRANA

Současný koncept radiační ochrany v Evropě a zároveň v celém světě vychází z doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany (International Commission on Radiological Protection – ICRP), opírá se o standardy Mezinárodní atomové agentury (International Atomic Energy Agency – IAEA) a legislativu Evropské unie (EURATOM). Státní normy pro Českou republiku musí harmonizovat s normami pro EU. (2)

Zákonné normy související s radiační ochranou jsou podle Evropské unie: směrnice rady EU 97/43/EURATOM (Medical Exposure Directive) a v České republice: zákon č. 18/1997 Sb., novela č. 13/2002 Sb. – „atomový zákon“ a vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB) o radiační ochraně č. 184/1997 Sb., novela č. 307/2002 Sb. (2)

SÚJB je v České republice hlavní institucí, která je odpovědná za radiační ochranu a jadernou bezpečnost. Má v registraci veškeré subjekty činné v oblasti jaderné energie a zdrojů ionizujícího záření a zároveň vydává povolení k činnosti s nimi. (2)

V CT diagnostice je v platnosti několik dozimetrických pojmů, které je potřeba znát a správně interpretovat pro strategii vyšetřování. (4)

### 4.1 Veličiny v radiační ochraně

#### 4.1.1 Absorbovaná dávka

Absorbovaná dávka vyjadřuje působení ionizujícího záření na určitou látku. Definiuje jí poměr střední energie dE dodaný látce o hmotnosti dm, vyjádřen vztahem:  $D = DE/dm$  [ $J \cdot kg^{-1}$ ]  $\sim$  [Gy]. Tato veličina je měřitelná, ale nestačí k předpovědi pravděpodobnosti biologických účinků a jejich závažnosti za neurčených podmínek dávkového příkonu a druhu záření. V radiační ochraně jsou tedy zavedeny veličiny jiné, které popisují škodlivé účinky ionizujícího záření na biologické systémy. (2)

#### 4.1.2 Ekvivalentní dávka

Pro vyjádření radiační dávky v jednotlivých tkáních a orgánech byla navržena už v doporučení ICRP 60 veličina ekvivalentní dávka  $H_T$ . Poté byla tato veličina použita v IAEA Basic Safety Standards a v České republice je zavedena do Vyhlášky SÚJB o radiační ochraně. (11)

Ekvivalentní dávka  $H_T$  je součin radiačního váhového faktoru  $W_R$  a střední absorbované dávky ve tkáni nebo v orgánu  $T$  pro daný druh ionizujícího záření  $R$ : (11)

$$H_T = W_R \cdot D_T$$

Pokud budou ve vztahu zahrnuty všechny druhy záření, bude pro ekvivalentní dávku  $H_T$  vypadat následovně: (11)

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_T$$

**Tabulka 4 Typ záření a jeho energie**

Typ záření a energie	Radiační váhový faktor $W_R$
fotony	1
beta záření	1
neutrony < 10 KeV	10
neutrony, 10 KeV – 100 KeV	20
neutrony, 2 MeV – 20 MeV	10
neutrony, > 20 MeV	5
protony > 2 MeV, mimo odražené	5
částice alfa	20

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

Ekvivalentní dávka je vyjádřena v jednotkách Sv (Sievert). Relativní biologickou účinnost rozdílných typů záření vzhledem k záření fotonovému popisuje radiační váhový faktor, jehož hodnoty jsou zaznamenány v tabulce uvedené výše. (18)

#### 4.1.3 Efektivní dávka

Je zavedena pro hodnocení ozáření celého těla a je definována jako součet středních hodnot ekvivalentních dávek v jednotlivých orgánech nebo tkáních lidského organismu, vážených tkáňovým váhovým faktorem  $W_T$ . (11)(18)

$$E = \sum W_T H_T$$

kde  $H_T$  značí ekvivalentní dávku dané tkáni nebo orgánu [Sv] a  $W_T$  značí tkáňový váhový faktor. Jednotkou efektivní dávky je také sievert [Sv]. (18)

Tkáňový váhový faktor  $W_T$  vyjadřuje při ozáření jednotlivých orgánů míru závažnosti (při celotělovém ozáření). Pomocí efektivní dávky lze jedním číslem vyjádřit zátěž pro celé tělo, aniž by bylo rovnoměrně ozářeno. (18)

**Tabulka 5 Tkáňové váhové faktory**

<b>Tkáň, orgán</b>	<b>Tkáňový váhový faktor <math>W_T</math> dle ICRP 103</b>
gonády	0,08
červená kostní dřeň	0,12
pľíce	0,12
tlusté střevo	0,12
žaludek	0,12
močový měchýř	0,04
mléčná žláza	0,12
játra	0,04
jícen	0,04
štítná žláza	0,04
mozek	0,01
slinné žlázy	0,01
kůže	0,01
povrch kostí	0,01
ostatní tkáně a orgány	0,12

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

Součet všech tkáňových váhových faktorů se rovná 1 ( $\sum_T W_T = 1$ ).

Efektivní dávka při podání radiofarmaka velice závisí na užitém radionuklidu a na aplikované aktivitě, dále na chemickém chování radiofarmaka a na způsobu jeho podání (pro příklad lze uvést faktor, který velmi ovlivní výsledný dozimetrický údaj a to extravazace při intravenózní aplikaci). Výslednou dávku také ovlivňuje tělesný stav pacienta, dále hmotnost, stav hydratace organismu, ledvinné funkce, doba, po kterou bude vyloučená aktivita setrávat v močovém měchýři a mnoho dalších. (4)

Při odhadování efektivní dávky se obvykle vychází z neměnného antropometrického modelu (hmotnost 70 kg, výška 170 cm) a ze znalosti o chování radiofarmaka v organismu lze



odhadnout orgánové dávky a efektivní dávku na jednotku podané aktivity. Pro příklad můžeme uvést efektivní dávku pro nejčastěji používané radiofarmakum [<sup>18</sup>F] - FDG při intravenózně aplikované aktivitě 0,02 [mSv/MBq] přičemž modelové osobě bude podáno typických 400 [MBq] [<sup>18</sup>F] - FDG lze odhadovat efektivní dávku  $H = 8$  [mSv] ( $H = 400 \cdot 0,02 = 8$ ). (4)

#### 4.1.4 Přehled dávek při různých radiologických vyšetřeních

V posledních desetiletích absolutní počet vyšetření využívající ionizujícího záření výrazně vzrostl. Dle výše uvedeného je srovnání radiačních dávek obdržených při různém druhu vyšetření nejvýhodnější pomocí efektivní dávky, jelikož umožňuje odhadnout rizika stochastických účinků. Je více než nutné podotknout, že efektivní dávka neboli riziko vzniku stochastických účinků je u dětí do 15 let věku 2x až 3x vyšší než u dospělých jedinců. Proto se pro děti koriguje dávka v závislosti na věku. (5)

V tabulce č. 4 jsou uvedena některá vyšetření, příslušné hodnoty efektivních dávek a riziko stochastických účinků vyjádřené jako riziko vzniku fatálního nádoru (v důsledku kterého pacient zemře). (5)

**Tabulka 6 Průměrné efektivní dávky u dospělých osob při jednotlivých vyšetřeních a jejich riziko**

Wyšetření (zdroj)	Efektivní dávka	Riziko vzniku fatálního nádoru
přirodní pozadí	v průměru 3 mSv/rok	
intraorální snímek zubu	0,005 mSv	1 : 4 000 000
snímek končetin a kloubů mimo kyčelních	<0,01 mSv	< 1 : 2 000 000
snímek hrudníku (PA)	0,02 mSv	1 : 1 000 000
vylučovací urografie	3 mSv	1 : 7 000
CT hlavy	2 mSv	1 : 10 000
CT hrudníku nebo břicha	7 – 8 mSv	1 : 3 000 – 2 500
angiografie hlavy nebo krku	5 mSv	1 : 4 000
scintigrafie skeletu	6 mSv	1 : 3 500
celotělové PET/CT	14 mSv	1 : 1 500

Zdroj: HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc : Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.

#### 4.1.5 CT Index dávky

CTDI neboli CT Dose Index vyjadřuje dávku absorbovanou v ozářeném objemu jedné vrstvy při vyšetření CT a je udávána v [mGy]. Dávka ale směrem od ozářené vrstvy do stran klesá velmi rychle a tak se uvažuje o dávce pouze pro dosah 100 [mm] a je značena  $CTDI_{100}$ . (4)

Při jedné tomografické vrstvě je dávka rozložena nehomogenně, a tak je zapotřebí měřit dávku v centru  $CTDI_C$  a dávku v periférii  $CTDI_P$ . Vážením těchto hodnot lze lépe odhadnout výslednou dávku:  $CTDI_W = \frac{1}{3} CTDI_C + \frac{2}{3} CTDI_P$ . (4)

$CTDI_{VOL}$  se zavádí v případě spirálního modu snímání:  $CTDI_{VOL} = CTDI_W / P$ ,

kde  $P = \text{pitch}$ .

CTDI je tedy parametr, který má závislost na geometrii skeneru, použitému způsobu filtrace a kolimaci přístroje, použitém proudu, voltáži a pitch. (4)

#### 4.1.6 Délka rozsahu snímání

Aby mohla být odhadnuta dávka, kterou obdrží pacient je zapotřebí znát délku rozsahu snímání neboli DLP (Dose Length Product), jenž je součinem CTDI a délky snímání:  $DLP = CTDI_{VOL} \times L$  [cm]. Pomocí tohoto parametru je možné porovnat více dávek z různých CT vyšetření. DLP je ale stále nedostačující, pokud bychom chtěli vyjádřit radiační riziko pro pacienta, protože každý orgán je jinak radiosenzitivní. Pro kompenzaci takovýchto rozdílů se DLP převádí na efektivní dávku v [mSv]. U nejmodernějších přístrojů se dávky pohybují v řádech jednotek [mSv], zato v řádech desítek [mSv] u systémů historicky starších. (4)

#### 4.1.7 Radiační dávky z externích radionuklidových zdrojů

Radioaktivní zářiče emitují záření izotropně všemi směry, do prostorového úhlu  $4\pi$ . Se vzdáleností od zdroje  $r$  intenzita záření klesá a šíří se myšlenou sférou, která má plochu  $S = 4\pi r^2$ . Intenzita záření má přímo úměrný vztah k aktivitě daného preparátu  $A$  [Bq] a nepřímo úměrný k druhé odmocnině vzdálenosti od zdroje  $r$  (platí pro bodový zářič).  $F = A/4\pi r^2$ , kde  $F$  - fluence kvant). Tento postup platí také o fluenci energie, která určuje radiační dávku. (10)

Množství energie  $W$  [J/s], která je za jednotku času [1s] vyzářena radioaktivním zářičem je vyjádřeno součinem aktivity  $A$  [Bq] a střední energie  $\langle E \rangle$  [eV] kvant, emitovaných při jednom rozpadu:  $W = A \cdot \langle E \rangle \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}$  (do výpočtu musí být koeficient

$1,6 \cdot 10^{-19}$  zahrnut, jelikož je přepočítávacím faktorem mezi jednotkami [eV] a [J]). Vztah pro obdrženou radiační dávku ve vzdálenosti od zdroje  $r$  a za čas  $t$  bude:  $D = (A \cdot \langle E \rangle \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}) / (4\pi r^2) \cdot t$  přičemž tento vztah se obvykle zapisuje ve tvaru:  $D = \Gamma \cdot A / r^2 \cdot t$ , kde  $\Gamma$  je dávkovou konstantou, udávající dávkový příkon [ $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$ ] při vzdálenosti 1[m] od radioaktivního zdroje mající aktivitu 1[Bq] ( $\Gamma = \langle E \rangle \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} / 4\pi$  [ $\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{Bq}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ ]). (10)

V praxi je obvykle používanou jednotkou [ $\text{mGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{GBq}^{-1} \cdot \text{hod}^{-1}$ ] čili dávkový příkon [ $\text{mGy}/\text{hod}$ ]. Pro pozitronové radionuklidy má konstanta  $\Gamma$  hodnotu 0,138 [ $\text{mGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{GBq}^{-1} \cdot \text{hod}^{-1}$ ]. Je nutné dodat, že tento vztah je platný pouze v případě gama záření a pokud je zdroj záření umístěn ve vakuu (i vzduchu) a bez přítomnosti stínících materiálů. Pro  $\beta$  záření je ale obtížné užívat tohoto vztahu, z důvodu absorpce části záření již samotným zdrojem a také prostředím, kterým prochází, než projde až k detekčnímu zařízení. (10)

#### 4.1.8 Distribuce radioaktivity v organismu

K odlišné situaci než v případě bodového zdroje dochází při rozptýlení radioaktivní látky v ozařovaném materiálu, kterým je např. tkáň nebo orgán v lidském těle dle dané farmakokinetiky. Po podání radioaktivně značené látky (radiofarmaka) do organismu kvanta ionizujícího záření okamžitě po svém vyzáření interagují.  $\beta$  částice mají krátký dolet a všechny svou energii tak odevzdávají poblíž místa vzniku. V případě, že bude radionuklid rovnoměrně distribuován v látce s měrnou radioaktivitou  $A$  [ $\text{Bq}/\text{kg}$ ] bude dávkový příkon  $D$  [ $\text{Gy}/\text{s}$ ] počítán následovně:  $D = A \cdot \langle E \rangle \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}$ . (10)

Vznikne-li ale při distribuci radionuklidu závislost na časovém poklesu radioaktivity dle exponenciálního zákona  $A(t) = A_0 \cdot e^{-(\ln 2 / T_{1/2}^{\text{ef}}) \cdot t}$  (kde  $T_{1/2}^{\text{ef}}$  [s] je efektivní poločas rozpadu daný fyzikálním poločasem rozpadu  $T^{\text{fyz}}$  a biologickým poločasem rozpadu  $T^{\text{biol}}$ ) bude s časem klesat i dávkový příkon:  $D(t) = A_0 \cdot e^{-(\ln 2 / T_{1/2}^{\text{ef}}) \cdot t} \cdot \langle E \rangle \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}$ . Výpočet celkové radiační dávky  $D$  [ $\text{Gy}$ ] z distribuovaného radionuklidu v látce bude dán časovým integrálem od 0 do  $A_0$ :  $D = \int_0^{A_0} [A_0 \cdot e^{-(\ln 2 / T_{1/2}^{\text{ef}}) \cdot t} \cdot \langle E \rangle \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}] dt$ , z něhož vyplývá konečný výsledek:  $D = A_0 \cdot (T_{1/2}^{\text{ef}} / \ln 2) \cdot \langle E \rangle \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}$ . (10)

Pokud nastane případ, kdy radioaktivní látka emituje i vysokoenergetické gama záření, které uniká mimo analyzovaný objem i při nerovnoměrné distribuci radiofarmaka nebo nepravidelného časového chování je situace ještě poněkud komplikovanější a celková radiační dávka se stanovuje pomocí metody MIRD (Medical Internal Radiation Dose). Tato metoda přináší daleko přesnější hodnoty radiačních dávek při vnitřní kontaminaci. Radiační dávka  $D$

v tomto případě pracuje se dvěma veličinami tj. kumulovaná aktivita a dávková konstanta. V orgánu, který radioaktivní látku obsahuje je radiační dávka  $D[\text{Gy}]$  součinem těchto dvou veličin:  $D = S \cdot A^\Sigma$ . (10)

### **Kumulovaná aktivita $A^\Sigma$**

Kumulovaná aktivita vypovídá o celkovém počtu radioaktivních přeměn, ke kterým dojde po dobu přítomnosti radionuklidu v příslušném orgánu. Hodnota této veličiny je stanovena jako integrál časové závislosti aktivity  $A$  od času  $t = 0$ , kdy radionuklid do orgánu vstoupí až do úplného vymizení ( $A$ ):  $A^\Sigma = \int_0^\infty A(t) dt$ . (10)

### **Dávková konstanta $S$**

Dávkovou konstantu představuje vztah dávky na aktivitu radionuklidu v orgánu  $[\text{Gy/Bq}]$ . Tato konstanta zahrnuje vliv všech radionuklidem emitovaných druhů záření jimiž jsou  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , obě varianty  $X$  záření (charakteristické a brzdné), konverzní elektrony, Auger elektrony.  $\alpha$  a  $\beta$  částice se zcela absorbují v orgánu, v němž je přítomna radioaktivní látka a představují tak dávku příslušnou pouze tomuto orgánu, která může být v tomto případě vyjádřena vztahem:  $D = E_{\alpha,\beta} \cdot A^\Sigma / M$  ( $E_{\alpha,\beta}$  – střední energie částic  $\alpha$  nebo  $\beta$ ,  $A^\Sigma$  – kumulovaná aktivita,  $M$  – hmotnost orgánu/tkáně). Problém nastává při vzniku pronikavého  $X$  záření a gama záření, protože jsou schopny prozařovat i do orgánů a tkání v okolí. Zde je nutno zohlednit závislost na energii záření, vzdálenostech, velikosti a tvaru zdrojových orgánů a terčových orgánů a na druhu tkáně, která se mezi těmito orgány nachází. V tabulkách radiační ochrany je možné najít hodnoty dávkové konstanty pro určité radionuklidy a jednotlivé orgány (průměrné hodnoty vztažené na člověka vážícího 70kg). Tyto hodnoty jsou stanovovány mikrodozimetrovými metodami, které zahrnují modelování a simulaci za pomoci fantomů. (10)

Jako terčový orgán či tkáň je označován ten, ve kterém je potřeba stanovit radiační dávku a jako zdrojové jsou pro terčové označovány orgány okolní. V terčovém orgánu  $T$  se radiační dávka  $D_T$  rovná součtu dávky kumulované aktivity  $A^\Sigma_T$  náležící pouze tomuto orgánu a příspěvků záření z kumulovaných aktivit okolních zdrojových orgánů  $A^\Sigma_i$ :

$D_T = S_T \cdot A_T^\Sigma + \sum_{i=1}^N (S_i \cdot A_i^\Sigma)$ , kde  $A_i^\Sigma$  je aktivita obsažená v okolních orgánech „ $i$ “ (zdrojových pro terčový orgán  $T$ , obecně lze ale konstatovat, že každý orgán může být terčový a zároveň zdrojový pro okolní orgány), která ozařuje terčový orgán, jehož dávkové konstanty jsou značeny  $S_i$ . Tyto konstanty zahrnují i záření absorbované tkáněmi a se

vzdáleností klesající intenzitu záření. Takový vztah bude vypadat následovně, ačkoli v přesném výpočtu by měla být zahrnuta integrace přes celý objem terčového a zdrojového orgánu a přes celý prostor mezi nimi. Tento výpočet takovou integraci nezahrnuje. (10)

$S_i \sim e^{-\mu \cdot d}/d^2$ , kde  $\mu(E_\gamma, \rho)$  představuje lineární součinitel zeslabení tkání o hustotě  $\rho$  a zároveň pro záření nesoucí energii  $E_\gamma$ ,  $d$  představuje vzdálenost mezi terčovým a zdrojovým orgánem. MIRD je tedy komplexní metodou pro možnost stanovení radiačních dávek v příslušných orgánech, zahrnující fyzikální a biologické faktory uvedené výše. (10)

## 5 METODIKA VÝPOČTU RADIAČNÍCH DÁVEK

### 5.1 Výpočet efektivní dávky pacienta z radiofarmaka

Při diagnostice za pomoci radiofarmaka je možné stanovit radiační zátěž efektivní dávkou nebo ekvivalentními dávkami v orgánech pacientova těla. Nezbytností je zaznamenání údajů o názvu diagnostického výkonu, věku, pohlaví, výšce a hmotnosti pacienta, dále o druhu podaného radiofarmaka, způsobu aplikace a aplikované aktivitě radiofarmaka.

Efektivní dávka [mSv] se stanovuje na základě tabulek, které pro jednotlivá radiofarmaka uvádí normalizovanou efektivní dávku [ $\text{mSv} \cdot \text{MBq}^{-1}$ ], především z publikací ICRP. Efektivní dávka pacienta se stanovuje násobením aplikované aktivity radiofarmaka pacientovi a normalizované efektivní dávky. (19)

Jednotliví výrobci nebo ICRP pro příslušná radiofarmaka uvádějí normalizované ekvivalentní orgánové dávky [ $\text{mGy} \cdot \text{MBq}^{-1}$ ]. Na základě nich se dá dále z aplikované aktivity, váhových orgánových faktorů též alternativně stanovit efektivní dávka. (19)

Stanovení radiační zátěže pacienta se může opírat i o střední absorbovanou dávku v nejméně zatíženém orgánu [mGy]. (19)

Veškeré normalizované dávky jsou vztaženy k expozičnímu zatížení referenčního člověka. (19)

#### 5.1.1 Dozimetrické údaje vybraných PET radiofarmak

Je nezbytné zmínit, že jednotlivé dozimetrické údaje pro radiofarmaka se u téhož radiofarmaka do určité míry liší podle výrobce. V následujících tabulkách jsou uvedena data výrobce RadioMedic s.r.o., Husinec-Řež 289, 250 68 Řež, Česká Republika pro nejčastěji využívaná radiofarmaka při pozitronové emisní tomografii ve FN Plzeň.

**Tabulka 7 Dozimetrické údaje pro [<sup>18</sup>F]Fluorodeoxyglukózu**

Orgán	Ekvivalentní dávka <sup>1)</sup>	Ekvivalentní dávka [mGy/400
	[mGy/MBq]	MBq]
Stěna močového měchýře	0,21	84
Srdeční stěna	0,059	23,6
Slezina	0,035	14
Ledviny	0,021	8,4
Plíce	0,017	6,8
Vaječníky	0,017	6,8
Játra	0,16	6,4
Stěna tlustého střeva	0,014	5,6
Červená kostní dřeň	0,012	4,6
<b>Efektivní dávka<sup>2)</sup> [mSv/MBq]</b>	<b>0,025</b>	<b>10</b>

Zdroj: Příbalová informace 2-[<sup>18</sup>F]-FDG pro zdravotnické pracovníky

<sup>1)</sup> na jednotkovou aplikovatelnou aktivitu, <sup>2)</sup> u dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg

**Tabulka 8 Dozimetrické údaje pro [<sup>18</sup>F] - FLT**

<b>Orgán</b>	<b>Ekvivalentní dávka<sup>1)</sup> [mGy/MBq]</b>	<b>Ekvivalentní dávka [mGy/400 MBq]</b>
Nadledvinka	0,0190	7,6
Mozek	0,0038	1,5
Prsa	0,0073	2,9
Stěna žlučníku	0,0168	6,7
Dolní část tlustého střeva	0,0135	5,4
Tenké střevo	0,0150	6,0
Žaludek	0,0134	5,4
Horní část tlustého střeva	0,0122	4,9
Srdeční stěna	0,0257	10,3
Ledviny	0,0357	14,3
Játra	0,0499	20,0
Plíce	0,0104	4,2
Sval	0,0185	7,4
Vaječníky	0,0160	6,4
Slinivka	0,0200	8,0
Červená kostní dřeň	0,0260	10,4
Povrch kostí	0,0164	6,6
Kůže	0,0044	1,8
Slezina	0,0206	8,3
Varlata	0,0146	5,8
Brzlík	0,0113	4,5
Štítná žláza	0,0106	4,2
Stěna močového měchýře	0,1190	47,6
Děloha	0,0185	7,4
Čočky	0,0092	3,7
<b>Efektivní dávka<sup>2)</sup> [mSv/MBq]</b>	<b>0,0281</b>	<b>11,3</b>

Zdroj: Příbalová informace 3-[<sup>18</sup>F]-FLT pro zdravotnické pracovníky

<sup>1)</sup> na jednotkovou aplikovatelnou aktivitu, <sup>2)</sup> u dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg



**Tabulka 9 Dozimetrické údaje [<sup>18</sup>F]Fluoridu sodného**

<b>Orgán</b>	<b>Ekvivalentní dávka<sup>1)</sup> [mGy/MBq]</b>	<b>Ekvivalentní dávka [mGy/400 MBq]</b>
Stěna močového měchýře	0,25	100
Srdeční stěna	0,0039	23,6
Slezina	0,0042	1,7
Ledviny	0,019	7,6
Plíce	0,0041	1,6
Vaječníky	0,011	4,4
Játra	0,004	1,6
Stěna tlustého střeva	0,014	5,6
Červená kostní dřeň	0,028	11,2
Nadledviny	0,0062	2,5
Mozek	0,0056	2,2
Prsa	0,0028	1,1
Stěna žlučníku	0,0044	1,8
Stěna tlustého střeva	0,012	4,8
Tenké střevo	0,0066	2,6
Žaludek	0,0038	1,5
Slinivka	0,0048	1,9
Povrch kostí	0,0060	24,0
Kůže	0,004	1,6
Varlata	0,0078	3,1
Thymus	0,0035	1,4
Štítná žláza	0,0044	1,8
Děloha	0,019	7,6
<b>Efektivní dávka<sup>2)</sup> [mSv/MBq]</b>	<b>0,027</b>	<b>10,8</b>

*Zdroj: Příbalová informace [<sup>18</sup>F] Fluorid sodný informace pro zdravotnické pracovníky*

*<sup>1)</sup> na jednotkovou aplikovatelnou aktivitu, <sup>2)</sup> u dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg*

## 5.2 Výpočet efektivní dávky pacienta při CT diagnostice

Při lékařském ozáření v CT diagnostice je sledován součin kermu a délky, tzv. expoziční parametr DLP (Dose Length Product), z něhož se provádí odhad efektivní dávky pacienta. Tento parametr slouží také k optimalizaci radiační ochrany. (20)

### 5.2.1 Údaje pro stanovení dávky

Jako vstupní parametry pro odhad efektivní dávky jsou dále používány kermové indexy výpočetní tomografie. Tyto indexy musí být stanoveny pro všechna napětí na rentgence, která jsou klinicky využívána. (20)

$C_{a,100}$  ( $CTDI_{AIR}$ ) je měřen volně ve vzduchu podél osy rotace skeneru.

$C_{PMMA,100,c}$  ( $CTDI_{H,C}$ ) a  $C_{PMMA,100,p}$  ( $CTDI_{H,P}$ ) jsou měřeny ve středu a v periferiích u hlavového CT fantomu nebo u tělového CT fantomu. Výsledné hodnoty měření jsou normalizovány, neboli vztaheny k určitému elektrickému množství v jednotkách  $[mA \cdot s] \sim [mGy \cdot (mA \cdot s)^{-1}]$ . (20)

Měření v CT fantomech také slouží pro případný hrubý odhad ekvivalentních dávek v orgánech na základě výpočtu váženého kermového indexu  $C_w$  ( $CTDI_w$ ). (20)

### 5.2.2 Výpočet efektivní dávky pomocí kalkulátoru ImPACT

Program ImPACT je kalkulátor navržený pro výpočet efektivní dávky, kterou pacient během vyšetření CT obdrží. Je koncipován jako excelovská výpočetní tabulka, kterou tvoří 12 listů. Introduction (Úvod), ScanCalculations (Výpočet skenu), Paediatric (Pediatrický), Phantom (Fantom), Scanners (Skenery), MatchData (Přirazování dat), Collimation (Kolimace), MonteCarloData, Doses (Dávky), Dose Calculation, Selections (Výběry) a Version (Verze). (20)

K výpočtům je nutný konkrétní jeden z 23 souborů dat (SR250), která charakterizují dozimetrické vlastnosti aktuálních CT skenerů, obsahující data měření prováděná v CT fantomech pro konkrétní typ skeneru. Tyto datové soubory lze přiřadit jednotlivým skenerům tak, že se pro aktuálně použitý skener a pro každé použité napětí provede měření CTDI ( $CTDI_{AIR}$ ,  $CTDI_{H,C}$ ,  $CTDI_{H,P}$  – v hlavovém fantomu,  $CTDI_{B,C}$ ,  $CTDI_{B,P}$  – v tělovém fantomu a z těchto měření se stanoví imPACT faktor podle:

$$ImFH = 0,4738 \cdot (CTDI_{H,C}/CTDI_{AIR}) + 0,8045 \cdot (CTDI_{H,P}/CTDI_{AIR}) + 0,0752$$

a

$$\text{ImF}_B = 3,5842 \cdot (\text{CTDI}_{B,C} / \text{CTDI}_{\text{AIR}}) + 0,6328 \cdot (\text{CTDI}_{B,P} / \text{CTDI}_{\text{AIR}}) - 0,0902. \quad (20)$$

Součástí programu ImPACT je tabulka, ve které je možné vyhledat hodnoty CTDI a faktory ImPACT pro téměř všechny aktuální skenery. Tuto tabulku lze najít na záložce „scanners“. (20)

Náhled programu „ImPACT CT dosimetry patient calculator“ je uveden v přílohách jako příloha 5.

### **Postup výpočtu:**

V první řadě je nezbytné na listu „ScanCalculations“ vybrat pomocí tabulky vlevo nahoře vyhodnocovaný skener (model skeneru, výrobce, skenovací napětí [kV] a oblast zájmu čili Head (hlava) nebo Body (tělo). Pro kombinaci těchto hodnot je v buňce „DataSet“ zobrazen příslušný datový soubor, který má být použit. (20)

V tabulce vpravo nahoře na listu „ScanCalculations“ jsou zanesena skenovací data (mA, doba rotace, kolimace, pitch a stiskem tlačítka „UpdateDataSet jsou do tabulky zaneseny i hodnoty CTDI), a také data o pacientovi (pohlaví – m/f, počáteční a konečná skenovací pozice), přičemž skenovací pozice může být zadána dvěma způsoby. První způsob zadání může být manuální, druhý pak pomocí diagramu z listu s názvem „Phantom“, kde po stisku tlačítka „Get From Phantom Diagram“ jsou hodnoty přeneseny do buněk listu „ScanCalculations“. Nakonec je nutné přidání hodnoty šířky skenu. (20)

Po zadání všech výše uvedených dat se zobrazují dávky pro jednotlivé orgány v dolních tabulkách (dle datových souborů SR250). Pro výpočet efektivní dávky se tyto hodnoty kombinují s váhovými faktory a současně se zde objevují hodnoty  $\text{CTDI}_w$  a  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  a součin dávky a délky rozsahu snímání (DLP). V případě helikálního snímání je také nezbytné zadat pitch faktor (poměr posunu stolu a jmenovité šířky svazku). (20)

Pomocí tohoto postupu je tedy možné stanovit efektivní dávku pro průměrného pacienta. Stanovení dávek u dětí podléhá korekční tabulce na listu „Paediatric“, kde se uvádí normalizované efektivní dávky pro dětského pacienta vzhledem k dávám dospělých. (20)

### 5.2.3 Korekční faktory ImPACT při výpočtu efektivní dávky pro dané věkové kategorie

Tabulka 10 Korekční faktory ImPACT při výpočtu efektivní dávky pro dané věkové kategorie

Věk	Korekční faktor	
	hlava a krk	trup
dospělý	1,0	1,0
15 let	1,1	1,0 – 1,1
10 let	1,2 – 1,3	1,1 – 1,4
5 let	1,6 – 1,7	1,2 – 1,6
1 rok	2,2	1,3 – 1,9
novorozenec	2,3 – 2,6	1,4 – 2,3

Zdroj: Khursheed, A, Hillier, MC a Shrimpton, PC and Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. Chilton, Didcot, Oxfordshire OX11 0RQ, UK : The British Institute of Radiology, 2002. 75:819-830 .

### 5.2.4 Odhad efektivní dávky z normalizovaných efektivních dávek

Pokud nastane situace, kdy nemáme k dispozici data pro software imPACT (soubor dat NRPB SR250 - pro daný skener), lze pomocí vztahu z EUR 16262 EN

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \text{ [mSv]}$$

( $E_{DLP}$  – normalizovaná efektivní dávka [ $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ ], DLP – součin kermy a délky [ $\text{mGy} \cdot \text{cm}$ ] a v případě že známe  $CTDI_{VOL}$ ,  $DLP = CTDI_{VOL} \cdot L$ ) stanovit efektivní dávku.  
(20)

**Tabulka 11** Hodnoty normalizovaných efektivních dávek pro dané oblasti CT vyšetření podle EUR 16262 EN

Oblast vyšetření	Normalizované efektivní dávky $E_{DLP}$ [ $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$ ]
Hlava	0,0023
Krk	0,0054
Hrudník	0,017
Břicho	0,015
Pánev	0,019

*Zdroj: Khursheed, A, Hillier, MC a Shrimpton, PC and Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. Chilton, Didcot, Oxfordshire OX11 0RQ, UK : The British Institute of Radiology, 2002. 75:819-830 .*

## **6 POROVNÁNÍ RADIAČNÍCH DÁVEK PACIENTŮ**

Tabulky obsahují pouze výsledné hodnoty odhadů efektivních dávek a vybraných CT parametrů. Každá tato tabulka je kompletně zpracována v přílohách této práce. V prvním sloupci všech tabulek je uvedeno pořadové číslo pacienta, ve druhém sloupci jsou uvedena data o hmotnosti pacienta, ve třetím sloupci jsou data o efektivních dávkách z aplikovaného radiofarmaka. Čtvrtý a pátý sloupec uvádí hodnoty CT objemového indexu dávky, šestý sloupec hodnoty efektivních dávek z CT vyšetření a v sedmém sloupci jsou uvedeny součtové hodnoty efektivních dávek jak z CT vyšetření, tak z aplikovaného radiofarmaka.

### **6.1 Hodnoty radiačních dávek pacientů z PET/CT v roce 2006**

V následujících tabulkách jsou uvedeny zjištěné celkové efektivní dávky, které pacienti obdrželi v roce 2006 na Oddělení nukleární medicíny Fakultní nemocnice Plzeň během PET/CT vyšetření trupu s  $^{18}\text{F}$ -FDG a intravenózně podanou jodovou kontrastní látkou.

Pacienty absolvující toto vyšetření bylo nutno rozdělit na dvě samostatné skupiny v závislosti na tom, zda byl prováděn jeden celotrupový CT sken a nebo dva CT skeny v tzv. venózní a arteriální fázi distribuce kontrastní látky.

V tomto období byla stanovena MDRÚ pro aplikovanou aktivitu na 6,0 [MBq/kg] odpovídající aplikaci 420 [MBq/70kg].

### 6.1.1 Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů

V tabulce č. 12 je vybráno 23 pacientů o hmotnosti  $70\text{kg} \pm 5\text{kg}$ . Tato tabulka obsahuje pacienty, kteří podstoupili jak jednofázové CT vyšetření, tak zároveň pacienty, kteří podstoupili dvoufázové CT vyšetření. Kompletní tabulka pacientů je v přílohách uvedena jako příloha 1.

**Tabulka 12** Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	65	5,8	7,41		12,1	17,9
2	66	6,0	3,54		4,5	10,4
3	67	6,0	5,59		7,0	13,1
4	68	6,1	5,54		7,0	13,1
5	68	6,1	5,07		6,4	12,5
6	68	6,1	5,33	5,46	12,3	18,3
7	70	6,3	7,41		12,1	18,4
8	70	6,3	5,85		8,5	14,8
9	71	6,4	5,51	6,03	11,9	18,3
10	72	6,4	6,50		9,4	15,8
11	72	6,5	7,93		11,5	17,9
12	72	6,5	7,02		10,2	16,7
13	73	6,6	7,02	7,67	15,2	21,7
14	73	6,6	5,07		7,3	13,9
15	73	6,6	5,23		12,4	19,0
16	73	6,6	6,89		10,0	16,6
17	74	6,7	4,60	4,81	11,4	18,1
18	74	6,7	6,24		9,0	15,7
19	74	6,7	6,37	6,89	15,1	21,8
20	74	6,7	7,77		12,5	19,2
21	75	6,7	6,63	6,86	13,9	20,6
22	75	6,7	5,30		6,7	13,4
23	75	6,7	7,02		12,8	19,5
<b>Průměr</b>	<b>71</b>	<b>6,4</b>	<b>6,12</b>	<b>6,29</b>	<b>10,4</b>	<b>16,8</b>

Zdroj: FN Plzeň

### 6.1.2 Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů

V tabulce č. 13 je vybráno 17 pacientů o hmotnosti  $70\text{kg} \pm 5\text{kg}$ . V této tabulce jsou vybráni pouze pacienti, kteří byli vyšetřeni pomocí jednofázového CT.

Tabulka 13 Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	65	5,8	7,41		12,1	17,9
2	66	6,0	3,54		4,5	10,4
3	67	6,0	5,59		7,0	13,1
4	68	6,1	5,54		7,0	13,1
5	68	6,1	5,07		6,4	12,5
6	70	6,3	7,41		12,1	18,4
7	70	6,3	5,85		8,5	14,8
8	72	6,4	6,50		9,4	15,8
9	72	6,5	7,93		11,5	17,9
10	72	6,5	7,02		10,2	16,7
11	73	6,6	5,07		7,3	13,9
12	73	6,6	5,23		12,4	19,0
13	73	6,6	6,89		10,0	16,6
14	74	6,7	6,24		9,0	15,7
15	74	6,7	7,77		12,5	19,2
16	75	6,7	5,30		6,7	13,4
17	75	6,7	7,02		12,8	19,5
<b>Průměr:</b>	<b>71</b>	<b>6,4</b>	<b>6,20</b>		<b>9,4</b>	<b>15,8</b>

Zdroj: FN Plzeň



### 6.1.3 Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů

V tabulce č. 14 je vybráno 6 pacientů o hmotnosti 68 – 75kg. V této tabulce je vybrána skupina pacientů, kteří podstoupili CT vyšetření ve dvou fázích.

Tabulka 14 Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	68	6,1	5,33	5,46	12,3	18,3
2	71	6,4	5,51	6,03	11,9	18,3
3	73	6,6	7,02	7,67	15,2	21,7
4	74	6,7	4,60	4,81	11,4	18,1
5	74	6,7	6,37	6,89	15,1	21,8
6	75	6,7	6,63	6,86	13,9	20,6
<b>Průměr:</b>	<b>72</b>	<b>6,5</b>	<b>5,91</b>	<b>6,29</b>	<b>13,3</b>	<b>19,8</b>

Zdroj: FN Plzeň

## 6.2 Hodnoty radiačních dávek pacientů z PET/CT v roce 2014 (Biograph 16)

V níže uvedených tabulkách jsou uvedeny celkové efektivní dávky, které pacienti obdrželi při PET/CT vyšetření trupu s  $^{18}\text{F}$ -FDG a intravenózně podanou kontrastní látkou při vyšetření na přístroji Biograph 16 na Oddělení nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Plzeň v roce 2014.

Pacienty absolvující toto vyšetření bylo nutno rozdělit na dvě samostatné skupiny v závislosti na tom, zda byl prováděn jeden celotrupový CT sken a nebo dva CT skeny v tzv. venózní a arteriální fázi distribuce kontrastní látky.

V tomto období byla stanovena MDRÚ pro aplikovanou aktivitu na 3,5 [MBq/kg], která odpovídá aplikaci 245 [MBq/70kg].

### 6.2.1 Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů

V tabulce č. 15 je vybráno dohromady 36 pacientů o hmotnosti  $70\text{kg} \pm 5\text{kg}$ . Tabulka zahrnuje pacienty, kteří byli pomocí CT vyšetřeni v jedné i ve dvou fázích. Kompletní tabulka je zpracována v přílohách jako příloha 2.

**Tabulka 15 Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů**

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	65	3,4	4,52	4,58	11,8	15,2
2	65	3,4	7,28		10,5	13,9
3	65	3,4	6,19		7,8	11,2
4	66	3,5	7,15	7,67	15,5	18,9
5	66	3,5	5,20	6,37	11,7	15,1
6	66	3,5	7,80	1,59	13,3	16,7
7	67	3,5	4,81	5,72	11,7	15,2
8	67	3,5	6,73	6,92	14,0	17,5
9	67	3,5	4,73	5,02	11,3	14,9
10	67	3,5	4,81	5,72	11,0	14,6
11	67	3,5	5,90		8,5	12,1
12	68	3,5	5,23	6,01	11,5	15,0
13	69	3,6	7,67	9,14	18,9	22,5
14	69	3,6	7,67	8,32	17,0	20,7
15	69	3,6	6,34	7,15	15,5	19,2
16	69	3,6	5,85		8,5	12,1
17	70	3,7	5,25		7,6	11,3
18	70	3,7	5,07		7,3	11,0
19	70	3,7	7,54	8,45	16,9	20,6
20	71	3,7	6,50	7,41	14,5	18,3
21	71	3,7	5,04	5,82	12,5	16,2
22	71	3,7	5,82	2,13	13,0	16,7
23	71	3,7	6,50		9,4	13,1
24	72	3,8	5,67	5,59	10,9	14,7
25	72	3,8	5,72	6,60	14,1	17,9
26	72	3,8	7,54		9,5	13,3
27	72	3,8	6,63	6,76	16,5	20,3
28	73	3,8	5,98	6,89	14,5	18,3
29	73	3,8	7,54		10,9	14,8
30	74	3,9	6,11	7,28	13,9	17,8

31	74	3,9	6,73		13,5	17,4
32	74	3,9	5,20	5,38	12,5	16,4
33	75	3,9	7,28		11,9	15,8
34	75	3,9	5,07	5,38	12,4	16,3
35	75	3,9	5,30	5,69	14,2	18,2
36	75	4,0	5,72		8,3	12,2
<b>Průměr:</b>	<b>70</b>	<b>3,7</b>	<b>6,11</b>	<b>6,15</b>	<b>12,3</b>	<b>16,0</b>

Zdroj: FN Plzeň

### 6.2.2 Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů

V tabulce č. 16 je vybráno celkem 12 pacientů o hmotnosti  $70\text{kg} \pm 5\text{kg}$  kteří byli vyšetřeni pouze pomocí jednofázového CT.

Tabulka 16 Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	65	3,4	7,28		10,5	13,9
2	65	3,4	6,19		7,8	11,2
3	67	3,5	5,90		8,5	12,1
4	69	3,6	5,85		8,5	12,1
5	70	3,7	5,25		7,6	11,3
6	70	3,7	5,07		7,3	11,0
7	71	3,7	6,50		9,4	13,1
8	72	3,8	7,54		9,5	13,3
9	73	3,8	7,54		10,9	14,8
10	74	3,9	6,73		13,5	17,4
11	75	3,9	7,28		11,9	15,8
12	75	4,0	5,72		8,3	12,2
<b>Průměr:</b>	<b>71</b>	<b>3,7</b>	<b>6,40</b>		<b>9,5</b>	<b>13,2</b>

Zdroj: FN Plzeň

### 6.2.3 Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů

V tabulce č. 17 je vybráno celkem 24 pacientů o hmotnosti  $70\text{kg} \pm 5\text{kg}$ , kteří byli vyšetřeni pomocí CT ve dvou fázích.

**Tabulka 17 Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů**

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	65	3,4	4,52	4,58	11,8	15,2
2	66	3,5	7,15	7,67	15,5	18,9
3	66	3,5	5,20	6,37	11,7	15,1
4	66	3,5	7,80	1,59	13,3	16,7
5	67	3,5	4,81	5,72	11,7	15,2
6	67	3,5	6,73	6,92	14,0	17,5
7	67	3,5	4,73	5,02	11,3	14,9
8	67	3,5	4,81	5,72	11,0	14,6
9	68	3,5	5,23	6,01	11,5	15,0
10	69	3,6	7,67	9,14	18,9	22,5
11	69	3,6	7,67	8,32	17,0	20,7
12	69	3,6	6,34	7,15	15,5	19,2
13	70	3,7	7,54	8,45	16,9	20,6
14	71	3,7	6,50	7,41	14,5	18,3
15	71	3,7	5,04	5,82	12,5	16,2
16	71	3,7	5,82	2,13	13,0	16,7
17	72	3,8	5,67	5,59	10,9	14,7
18	72	3,8	5,72	6,60	14,1	17,9
19	72	3,8	6,63	6,76	16,5	20,3
20	73	3,8	5,98	6,89	14,5	18,3
21	74	3,9	6,11	7,28	13,9	17,8
22	74	3,9	5,20	5,38	12,5	16,4
23	75	3,9	5,07	5,38	12,4	16,3
24	75	3,9	5,30	5,69	14,2	18,2
<b>Průměr:</b>	<b>70</b>	<b>3,7</b>	<b>5,97</b>	<b>6,15</b>	<b>13,7</b>	<b>17,4</b>

Zdroj: FN Plzeň

### 6.3 Hodnoty radiačních dávek pacientů z PET/CT v roce 2014 (Biograph mCT)

V následujících tabulkách jsou zahrnuty hodnoty efektivních dávek pacientů, které obdrželi během PET/CT vyšetření trupu s  $^{18}\text{F}$ -FDG a intravenózně podanou kontrastní látkou na Oddělení nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Plzeň v roce 2014 na modernějším přístroji Biograph mCT, který nahradil přístroj Biograph 16 přibližně v polovině roku.

Pacienty absolvující toto vyšetření bylo nutno rozdělit na dvě samostatné skupiny v závislosti na tom, zda byl prováděn jeden celotrupový CT sken a nebo dva CT skeny v tzv. venózní a arteriální fázi distribuce kontrastní látky.

Pro nové PET/CT zařízení byly stanoveny MDRÚ pro aplikovanou aktivitu 2,5 [MBq/kg], což odpovídá 175 [MBq/70kg].

#### 6.3.1 Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů

V tabulce č. 18 je vybráno celkem 32 pacientů o hmotnosti  $70\text{kg} \pm 5\text{kg}$ , kteří podstoupili CT vyšetření v jedné i ve dvou fázích. Kompletní tabulka je zpracována v přílohách jako příloha 3.

**Tabulka 18 Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů**

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	66	2,4	4,87		8,0	10,4
2	66	2,5	4,46	4,57	9,9	12,3
3	67	2,5	3,82		5,5	8,0
4	68	2,5	3,94		11,2	13,7
5	67	2,5	5,17	5,19	10,4	12,9
6	68	2,5	4,14	4,30	9,3	11,8
7	68	2,5	4,14	4,11	8,4	10,9
8	68	2,6	5,37	5,22	10,7	13,2
9	68	2,6	4,63	5,09	11,9	14,5
10	68	2,6	4,53	4,44	9,9	12,5
11	69	2,6	5,93		9,7	12,3
12	69	2,6	7,51	8,71	18,2	20,8
13	70	2,6	5,14		7,4	10,0

14	69	2,6	4,73	4,47	9,5	12,1
15	69	2,6	5,19	5,36	12,0	14,6
16	70	2,6	6,97		11,4	14,0
17	70	2,6	3,10		8,8	11,4
18	69	2,6	5,39	5,39	11,2	13,8
19	69	2,6	6,13	6,24	12,9	15,5
20	71	2,6	6,52		8,1	10,7
21	70	2,6	4,58	3,98	9,9	12,5
22	71	2,6	3,03		8,6	11,3
23	70	2,6	5,22	5,75	14,3	17,0
24	71	2,7	4,21	4,01	10,3	12,9
25	71	2,7	6,84	6,60	15,4	18,1
26	72	2,7	4,18	3,78	10,1	12,8
27	73	2,7	7,19		8,9	11,6
28	72	2,7	5,22	4,76	11,5	14,1
29	72	2,7	4,53	4,80	10,1	12,8
30	73	2,7	3,64	3,32	7,8	10,5
31	73	2,7	6,65	5,22	15,2	17,9
32	75	2,7	4,73		7,8	10,5
<b>Průměr:</b>	<b>70</b>	<b>2,6</b>	<b>5,05</b>	<b>5,01</b>	<b>10,4</b>	<b>13,1</b>

*Zdroj: FN Plzeň*

### 6.3.2 Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů

V tabulce č. 19 je vybráno celkem 11 pacientů o hmotnosti 66 – 75 kg, kteří byli pomocí CT vyšetřeni pouze jednofázově.

Tabulka 19 Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	66	2,4	4,87		8,0	10,4
2	67	2,5	3,82		5,5	8,0
3	68	2,5	3,94		11,2	13,7
4	69	2,6	5,93		9,7	12,3
5	70	2,6	5,14		7,4	10,0
6	70	2,6	6,97		11,4	14,0
7	70	2,6	3,10		8,8	11,4
8	71	2,6	6,52		8,1	10,7
9	71	2,6	3,03		8,6	11,3
10	73	2,7	7,19		8,9	11,6
11	75	2,7	4,73		7,8	10,5
<b>Průměr:</b>	<b>70</b>	<b>2,6</b>	<b>5,02</b>		<b>8,7</b>	<b>11,3</b>

Zdroj: FN Plzeň

### 6.3.3 Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů

V tabulce č. 20 je vybráno celkem 21 pacientů o hmotnosti 66 – 73kg, kteří byli pomocí CT vyšetřeni dvoufázově.

Tabulka 20 Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů

Poř. č.	$m_{\text{pacienta}}$ [kg]	$E_{\text{RF}}$ [mSv]	$\text{CTDI}_{\text{vol1}}$ (mGy)	$\text{CTDI}_{\text{vol2}}$ (mGy)	$E_{\text{CT}}$ [mSv]	$E_{\text{CT+RF}}$ [mSv]
1	66	2,5	4,46	4,57	9,9	12,3
2	67	2,5	5,17	5,19	10,4	12,9
3	68	2,5	4,14	4,30	9,3	11,8
4	68	2,5	4,14	4,11	8,4	10,9
5	68	2,6	5,37	5,22	10,7	13,2
6	68	2,6	4,63	5,09	11,9	14,5
7	68	2,6	4,53	4,44	9,9	12,5
8	69	2,6	7,51	8,71	18,2	20,8
9	69	2,6	4,73	4,47	9,5	12,1
10	69	2,6	5,19	5,36	12,0	14,6
11	69	2,6	5,39	5,39	11,2	13,8
12	69	2,6	6,13	6,24	12,9	15,5
13	70	2,6	4,58	3,98	9,9	12,5
14	70	2,6	5,22	5,75	14,3	17,0
15	71	2,7	4,21	4,01	10,3	12,9
16	71	2,7	6,84	6,60	15,4	18,1
17	72	2,7	4,18	3,78	10,1	12,8
18	72	2,7	5,22	4,76	11,5	14,1
19	72	2,7	4,53	4,80	10,1	12,8
20	73	2,7	3,64	3,32	7,8	10,5
21	73	2,7	6,65	5,22	15,2	17,9
<b>Průměr:</b>	<b>70</b>	<b>2,6</b>	<b>5,07</b>	<b>5,01</b>	<b>11,4</b>	<b>14,0</b>

Zdroj: FN Plzeň



## DISKUZE

Hybridní zobrazovací metoda PET/CT se dostala do popředí v rámci medicínské diagnostiky pomocí zobrazovacích metod. Abychom pro tuto metodu mohli hodnotit jednotlivé radiační dávky pacientů, uvádíme v této práci její popis, kterému se věnují první tři kapitoly. V dalších kapitolách se věnujeme především CT radiačním parametrům a odhadům dávek, přičemž přímo navazuje kapitola s uvedením dosahovaných CT parametrů a dále průměrných efektivních dávek z aplikovaného radiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -FDG a z CT vyšetření.

Vybrali jsme soubor pacientů, kteří byli vyšetřeni pomocí  $^{18}\text{F}$ -FDG, z důvodu nejvyšší četnosti vyšetření s tímto radiofarmakem, a všichni tito pacienti podstoupili vyšetření trupu s intravenózně aplikovanou jodovou kontrastní látkou.

Jako první jsme získali soubor 23 pacientů vyšetřených na PET/CT hybridním skeneru Biograph 16 v roce 2006, spadajících do váhového rozmezí 65 – 75kg a dále soubor 36 pacientů vyšetřených v roce 2014 o váze 65 – 75kg na shodném typu skeneru. Tento přístroj byl v roce 2014 ve Fakultní nemocnici Plzeň vyměněn za modernější typ hybridního skeneru s typovým označením Biograph mCT. Pro tento nový přístroj jsme zvolili další soubor pacientů a získali skupinu 33 pacientů ve váhovém rozmezí 66 – 75kg, kteří byli vyšetřeni pomocí tohoto přístroje.

Váhové rozmezí 65 – 75kg jsme zvolili v návaznosti na ustanovení legislativních předpisů pro posuzování a srovnávání radiační zátěže pacientů pomocí místních diagnostických referenčních úrovní (MDRÚ) a radiačních dávek pro referenční pacienty o průměrné hmotnosti cca 70kg.

Pro CT je jako komparativní veličina pro vzájemné srovnávání skenerů a stanovování MDRÚ průměrný CT objemový dávkový index -  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  [mGy]. Vzhledem k její nezávislosti na délce skenu je tato veličina velmi vhodná pro posouzení jednotkové radiační zátěže pacientů. Se zaměřením na průměrné hodnoty  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  a odhady efektivních dávek z CT uvedené v šesté kapitole této bakalářské práce, je zřejmé, že celkové hodnoty efektivních dávek při CT vyšetření při použití téhož skeneru se neměnily, ke znatelné změně došlo při nahrazení staršího typu CT novým zařízením. Naším cílem bylo porovnat radiační parametry jako zásadní prvek vývoje expozice pacientů a zároveň dokázat, že se tyto hodnoty snižují. Zde je podstatné zaměřit se na jednotlivá období a přímo na jednotlivé postupy při vyšetřování pacienta.

Pozornost zaslouží rozdíl v celkových počtech vyšetřených pacientů, přičemž v roce 2006 byl celkový počet výrazně nižší a především s daleko nižším zastoupením dvoufázových vyšetření, kterých bylo oproti jednofázovým ve srovnání s rokem 2014 provedeno značně méně.

V období 2006 až 2014 došlo k postupnému snižování aplikované aktivity pacientům pro potřeby vyšetření PET. Tento pohyb byl umožněn rostoucími diagnostickými zkušenostmi lékařů, na jejichž základě docházelo k postupnému snižování jednotkové aplikované aktivity [MBq/kg]. Další snížení aplikované aktivity je zřejmé v momentě nasazení nové techniky u PET při akvizici (Time Of Flight) a následných rekonstrukčních algoritmech (TrueView), vedoucích k vyšší citlivosti a lepšímu prostorovému rozlišení.

Po analyzování získaných dat se nyní zaměříme na jednotlivé výsledky, které odpovídají určitému zkoumanému období.

Při srovnávání vývoje radiační zátěže v roce 2006 až 2014 při použití téhož typu skeneru (Biograph 16), je nutné poukázat na procentuální vyjádření, které v tomto období odpovídá poklesu efektivní dávky z aplikovaného radiofarmaka z průměrných 6,4 [mSv] na 3,7 [mSv] u referenčního pacienta, což znamená snížení o 42%.

U CT skenů je nutno rozlišit, bylo-li vyšetření provedeno v jedné či dvou fázích (arteriální a venózní fáze). Pro jednofázová CT vyšetření v tomto období není vývoj efektivní dávky z CT skenu patrný – hodnoty 9,4 [mSv] v roce 2006 oproti 9,5 [mSv] v roce 2014 žádný pokles nesignalizují, což je vzhledem ke stejnému CT skeneru zcela předpokladatelné. Tuto situaci potvrzuje i vývoj parametru  $CTDI_{vol}$  z 6,2 [mGy] v roce 2006 na 6,4 [mGy] v roce 2014, kde fluktuace je minimální a nesměrodatná.

Pro dvoufázová CT vyšetření v tomto období je situace zcela analogická a potvrzuje, že k vývoji efektivní dávky při CT skenech nedošlo – hodnoty 13,3 [mSv] v roce 2006 oproti 13,7 [mSv] v roce 2014 opět žádný pokles nesignalizují, fluktuaci 0,4 mSv nelze považovat za dostatečně směrodatnou pro provedení závěru o změně. Ani parametry  $CTDI_{vol}$  jednotlivých skenů nenaznačují žádný zásadní vývoj (5,91+6,29 mGy a 5,97+6,15 mGy).

Vývoj efektivní dávky referenčního pacienta v období 2006 až 2014 - dohromady z radiofarmaka i CT vyšetření, při použití téhož hybridního skeneru - lze tedy celkově interpretovat jako pokles z 15,8 [mSv] v roce 2006 na 13,2 [mSv] v roce 2014 při jednofázových CT skenech, tj. o 16,5 % a pokles z 19,8 [mSv] v roce 2006 na 17,4 [mSv]

v roce 2014 při dvoufázových CT skenech, tj. pokles o 12,1 %. Pokles jde zcela na vrub snížení jednotkové aplikované aktivity radiofarmaka, dávky z CT jsou bez vývoje.

Zde se nabízí porovnávání vývoje radiační zátěže během roku 2014, ke kterému došlo z důvodu přechodu na nový typ hybridního skeneru. Přechod představuje pokles efektivní dávky z aplikovaného radiofarmaka z průměrných 3,7 [mSv] na 2,6 [mSv] u referenčního pacienta, což znamená další snížení o 29%.

Tato změna přinesla navíc i posun hodnot efektivní dávky z CT vyšetření. Pro jednofázová vyšetření inovace CT skeneru znamenala změnu z 9,5 [mSv] v roce 2014 pro Biograph 16 na 8,7 [mSv] v roce 2014 pro Biograph mCT, což je pokles o 14,7% . Tuto situaci potvrzuje i vývoj parametru  $CTDI_{vol}$  z 6,4 [mGy] pro Biograph 16 na 5,02 [mGy] pro Biograph mCT , což je snížení o 21%.

Pro dvoufázová vyšetření je změna opět zcela analogická, jelikož hodnoty efektivních dávek 13,7 [mSv] v roce 2014 pro Biograph 16 oproti 11,4 [mSv] v roce 2014 pro Biograph mCT ukazují pokles o 14,4%. Situaci opět potvrzuje i vývoj parametrů  $CTDI_{vol}$  z 5,97 + 6,15 [mGy] v roce 2014 pro Biograph 16 na 5,07 + 5,01 [mGy] v roce 2014 pro Biograph mCT.

Vývoj efektivní dávky referenčního pacienta po výměně skeneru dohromady z radiofarmaka i z CT lze tedy celkově interpretovat jako pokles z 9,5 [mSv] v roce 2014 pro Biograph 16 na [8,7] mSv v roce 2014 pro Biograph mCT při jednofázových CT skenech, tj. o 8,5 %, a pokles z 17,4 [mSv] v roce 2014 pro Biograph 16 na 14,0 [mSv] v roce 2014 pro Biograph mCT při dvoufázových CT skenech, tj. o 19,5 %. Pokles zahrnuje kombinaci snížení jednotkové aplikované aktivity radiofarmaka a pokles dávky z CT.

Nejzajímavější je srovnání vývoje radiační zátěže v letech 2006 a 2014, které zahrnuje všechny změny, jak časovou evoluci, tak technologický pokrok při změně typu skeneru. Vyjádřeno v odhadech celkových průměrných efektivních dávek přináší následující výsledky.

U jednofázových vyšetření v roce 2006 byla celková dosahovaná průměrná efektivní dávka pro referenčního pacienta 15,8 [mSv] a 11,3 [mSv] na konci roku 2014, což je pokles o 28,5% . Vývoj parametru  $CTDI_{vol}$  byl z 6,2 [mGy] na 5,02 [mGy], což je snížení o 19%.

U dvoufázových vyšetření v roce 2006 byla celková dosahovaná průměrná efektivní dávka pro referenčního pacienta 19,8 [mSv] a 14,0 [mSv] na konci roku 2014, což je pokles o 29,3% . Vývoj parametrů  $CTDI_{vol}$  byl z 5,91 + 6,29 [mGy] na 5,07 + 5,01 [mGy].

Z toho se jedná o pokles efektivní dávky z aplikovaného radiofarmaka z průměrných 6,4 [mSv] na 2,6 [mSv], což znamená celkové snížení za dané období o téměř 60 %. Na celkové radiační zátěži z PET/CT vyšetření se radiofarmakum v roce 2006 podílelo z cca 33%, na konci roku 2014 z cca 23%.

V tabulkách šesté kapitoly této práce nacházíme dále údaj o aplikovaných aktivitách radiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -FDG, které se na první pohled pro jednotlivá období liší velmi výrazně. Hodnota množství aplikované aktivity závisí na MDRÚ, kterými se v daném období stanovují množství aplikované aktivity na kilogram váhy pacienta a tyto se zásadně měnily. Efektivní dávka pro toto radiofarmakum vzhledem k aplikované aktivitě se odhaduje na 0,015 [mSv/MBq]. V roce 2006 byla tato úroveň aplikované aktivity 6,0 [MBq/kg] a průměrná efektivní dávka odpovídala 6,4 [mSv], v roce 2014 pro Biograph 16 hodnota odpovídala 3,5 [MBq/kg] s průměrnou efektivní dávkou 3,7 [mSv] a zároveň byla tato hodnota v roce 2014 dále snížena na 2,5 [MBq/kg] pro Biograph mCT a průměrná efektivní dávka poté odpovídala 2,6 [mSv]. Ukázalo se, že i s takto nízkou hodnotou aplikované aktivity je možné získat dostatečně kvalitní PET zobrazení s potřebným informačním obsahem.

Lze tedy jednoznačně říci, že mezi roky 2006 a 2014 je rozdíl radiační zátěže pacienta při diagnostickém lékařském ozáření na PET/CT hybridním skeneru znatelný, a to jak díky technologickému pokroku výpočetní tomografie, tak díky použití nových vylepšených technik při akvizici a následných rekonstrukčních algoritmech PET, vedoucích k vyšší citlivosti a lepšímu prostorovému rozlišení.

Důležitou roli zde hraje také čas vyšetření, který po přechodu na přístroj Biograph mCT bylo možno zkrátit až o 30%, což je dalším přínosem pro pacienta, pro personál i pro možnost realizace většího počtu vyšetření.

## ZÁVĚR

Předmětem medicínské diagnostiky zahrnující vyšetřovací metody, které využívají ionizujícího záření není pouze samotný diagnostický přínos, ale také šetření organismu pacienta co možná nejnižší radiační dávkou, a proto jsme se v této práci zabývali porovnáváním efektivních dávek z vyšetření, abychom zjistili, zda při nárůstu množství získaných diagnostických informací dokáže být pacient díky modulaci vyšetřovacích postupů a modernizaci přístrojové techniky vystaven nižší radiační zátěži.

Tato bakalářská práce na téma „*Porovnání radiační zátěže pacientů při diagnostickém LO na PET/CT hybridním skeneru v roce 2006 a 2014*“ obsahuje teoretickou část. Cílem naší práce bylo kromě samotného porovnání hodnot efektivních dávek z PET/CT vyšetření nutné prokázat, zda tyto hodnoty klesají. V počátečních kapitolách jsme se za pomoci odborné literatury zabývali popisem vybraných zobrazovacích metod a principem jejich funkce, přičemž se jedná o výpočetní tomografii a pozitronovou emisní tomografii. V dalších pak popisem radiofarmak a rozbořem veličin a postupů využívaných při stanovování radiačních dávek ve výpočetní tomografii a veličin a postupů vztahujících se ke stanovování radiačních dávek z aplikovaného radiofarmaka. Poslední kapitola zahrnuje tabulky, ve kterých jsou uvedeny hodnoty efektivních a průměrných efektivních dávek pacientů při PET/CT vyšetření na Oddělení nukleární medicíny ve FN Plzeň, které bylo možné porovnat.

Díky podrobnému procentuálnímu vyjádření rozdílu jednotlivých hodnot průměrných efektivních dávek pro jednotlivý vyšetřovací postup jsme došli k závěru, že byl již výše zmíněný cíl potvrzen, pouze s výjimkou případů, kdy se hodnoty průměrných efektivních dávek při CT vyšetření v jednotlivém období nezměnily. Při porovnávání celkových průměrných hodnot efektivních dávek byla radiační zátěž pacienta snížena především díky úpravám MDRÚ, které korigují množství aplikované aktivity radiofarmaka. Aplikovaná aktivita dosahovala ve zvoleném roce 2006 téměř dvojnásobného až trojnásobného množství v porovnání s rokem 2014 a celková průměrná efektivní dávka tak znamenitě poklesla.

Radiační zátěž z CT části vyšetření mezi roky 2006 a 2014 při vyšetření za použití přístroje Biograph 16 neklesala. Avšak v roce 2014, kdy byl přístroj Biograph 16 nahrazen přístrojem Biograph mCT je pokles efektivních dávek zřejmý, z čehož vyplývá, že rozdíl v hodnotách průměrných efektivních mezi rokem 2006 a 2014 nastal až v momentě přechodu na nový typ přístroje.

## LITERATURA A PRAMENY

1. **FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN.** *Základy zobrazovacích metod.* Praha : Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
2. **SEIDL, Zdeněk.** *Radiologie pro studium i praxi.* Praha : Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
3. **NEKULA, Josef.** *Radiologie.* Olomouc : Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-1011-7.
4. **VOTRUBOVÁ, Jana.** *Klinické PET a PET/CT.* Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-619-9.
5. **HEŘMAN, Miroslav.** *Základy radiologie.* Olomouc : Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
6. **ROSINA, Jozef.** *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory.* Praha : Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
7. **FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA.** *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření.* Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
8. **RUTH ANN EHRLICH, Joan A. Daly.** *Patient care in radiography: with an introduction to medical imaging.* St. Louis : Mosby Elsevier, 2009. ISBN 978-0-323-05178-1.
9. **BAILEY, Dale L.** *Positron emission tomography: basic sciences.* New York : Springer, 2005. ISBN 978-1-85233-798-8.
10. **ULLMANN, Vojtěch.** *Jaderná a radiační fyzika.* Ostrava : Ostravská univerzita v Ostravě, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7.
11. **PODZIMEK, František.** *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření.* Praha : České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5.
12. **SRNA, Michal.** Webový portál PET - SPECT. [Online] 22. Únor 2009. [Citace: 12. Leden 2017.] <http://www.pet-spect.fbmi.cvut.cz/pet.html>.
13. **POWSNER, Rachel A. a Edward R. POWSNER.** *Essential nuclear medicine physics. 2nd ed.* Malden, Massachusetts : Blackwell Pub., 2006. ISBN 978-1-4051-0484-5.

14. **GERNDT, Josef a Petr PRŮŠA.** *Detektory ionizujícího záření. 2., přeprac. vyd.* V Praze : České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04710-1.
15. **MARTÍNKOVÁ, Jiřina.** *Farmakologie pro studenty zdravotnických oborů.* Praha : Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1356-4.
16. **ANALOU, Mostafa., Joseph D. BRONZINO a Donald R. PETERSON.** *Medical imaging: principles and practices.* Boca Raton : Taylor & Francis/CRC Press, 2013. ISBN 978-1-4398-7102-7.
17. **RUFINI, V., TREGLIA, G., MONTRAVERS, F. et al.** *Clinical and translational imaging: reviews in nuclear medicine and molecular imaging.* Milano : Springer-Verlag Italia, 2013. ISSN 2281-7565.
18. **ŠVEC, Jiří.** *Radioaktivita a ionizující záření: doplňující učební text pro předměty Bakalářská fyzika, Aplikovaná fyzika, Ochrana před zářením.* Ostrava : Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství, 2005. ISBN 80-86634-62-0.
19. **MZČR.** *Věstník Ministerstva zdravotnictví ČR.* Praha : Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2015.
20. **VÍTOVEC, Jiří a Tomáš, POKORNÝ.** *Radiační zátěž ve výpočetní tomografii - Standard SNA/OTO/3/018/00/02.* Plzeň : Fakultní nemocnice Plzeň, 2016.
21. **Adam J., Kadeřávek J., Kužel F., Vašina J., Řehák Z.** Současné trendy ve využívání PET radiofarmak. [Online] 3. Duben 2014. [Citace: 4. Leden 2017.] <http://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/186/4506.pdf>.
22. **Khursheed, A, Hillier, MC a Shrimpton, PC and Wall BF.** *Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations.* Chilton, Didcot, Oxfordshire OX11 0RQ, UK : The British Institute of Radiology, 2002. 75:819-830 .

## SEZNAM ZKRATEK

$A_{RF}$	.....	aplikovaná aktivita radiofarmaka
BGO	.....	bismutgermanium
CNS	.....	centrální nervová soustava
CT	.....	výpočetní tomografie (Computed Tomography)
$CTDI_{AIR}$	.....	CT index dávky ve vzduchu (Computed Tomography Dose Index air)
$CTDI_{B,C}$	.....	CT index dávky tělo, střed (Computed Tomography Dose Index Body, Center)
$CTDI_{B,P}$	.....	CT index dávky tělo, okraj (Computed Tomography Dose Index Body, Periphery)
$CTDI_{H,C}$	.....	CT index dávky hlava, střed (Computed Tomography Dose Index Head, Center)
$CTDI_{H,P}$	.....	CT index dávky hlava, okraj (Computed Tomography Dose Index Head, Periphery)
$CTDI_{vol}$	.....	CT objemový index dávky (Computed Tomography Dose Index volume)
$CTDI_w$	.....	CT vážený index dávky (Computed Tomography Dose Index weighted)
DLP	.....	délka rozsahu snímání (Dose Length Product)
DSA	.....	digitální subtrakční angiografie
E	.....	efektivní dávka
$E_{CT}$	.....	efektivní dávka z výpočetní tomografie
$E_{RF}$	.....	efektivní dávka z radiofarmaka
FDG	.....	fluorodeoxyglukóza



FDOPA.....	dyhydroxyfluorofenylalanin
FET .....	fluoroethylthyrosin
FETNIM.....	fluoroerythronitriomisonidazol
FCH .....	fluorocholin
FLT .....	fluorothymidin
FMISO.....	fluoromisonidasol
FN .....	fakultní nemocnice
FOV .....	field of view
GIT .....	gastrointestinální trakt
GSO .....	oxyorthosilikát
HU .....	Hounsfieldova jednotka (Hounsfield unit)
i.v. ....	intravenózní/ě
IAEA.....	International Atomic Energy Agency
ICRU.....	International Commission on Radiation Units and Measurements
k.l. ....	kontrastní látka
LO .....	lékařské ozáření
LSO .....	luteciumoxyorthosilikát
MDCT.....	multi detector computed tomography
MDRÚ.....	místní diagnostické referenční úrovně
MET .....	methylmethionin
MIRD.....	Medical Internal Radiation Dose
$m_{\text{pacienta}}$ .....	hmotnost pacienta

NaF ..... natriumfluorid

NET ..... neuroektodermální tumor

NRPB ..... National Radiation Protection Board

PA ..... zadopřední (posterioranterior)

PACS ..... Picture Archiving and Communications System

PET ..... pozitronová emisní tomografie

$Q_{total}$  ..... celkové napětí

SPECT ..... single photon emission computed tomography

SÚJB ..... státní úřad pro jadernou bezpečnost

SÚRO ..... státní ústav radiační ochrany

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1	Denzita tkání .....	11
Tabulka 2	Hlavní pozitron emitující radionuklidy produkovány pomocí urychlených protonů. .....	19
Tabulka 3	Přehled radiofarmak pro PET.....	20
Tabulka 4	Typ záření a jeho energie .....	27
Tabulka 5	Tkáňové váhové faktory.....	28
Tabulka 6	Průměrné efektivní dávky u dospělých osob při jednotlivých vyšetřeních a jejich riziko.....	29
Tabulka 7	Dozimetrické údaje pro [ <sup>18</sup> F]Fluorodeoxyglukózu .....	35
Tabulka 8	Dozimetrické údaje pro [ <sup>18</sup> F] - FLT .....	36
Tabulka 9	Dozimetrické údaje [ <sup>18</sup> F]Fluoridu sodného.....	37
Tabulka 10	Korekční faktory ImpACT při výpočtu efektivní dávky pro dané věkové kategorie .....	40
Tabulka 11	Hodnoty normalizovaných efektivních dávek pro dané oblasti CT vyšetření podle EUR 16262 EN.....	41
Tabulka 12	Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů.....	43
Tabulka 13	Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů .....	44
Tabulka 14	Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů .....	45
Tabulka 15	Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů.....	46
Tabulka 16	Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů .....	47
Tabulka 17	Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů .....	48
Tabulka 18	Hodnoty radiačních dávek obou skupin vybraných pacientů.....	49
Tabulka 19	Hodnoty radiačních dávek první skupiny pacientů .....	51
Tabulka 20	Hodnoty radiačních dávek druhé skupiny pacientů .....	52

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Rozpad $\beta^+$ .....	16
Obrázek 2 Comptonův jev.....	17
Obrázek 3 Fotoelektrický jev .....	18
Obrázek 4 Schéma PET/CT .....	25

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1 Kompletní tabulka radiačních dávek vybraných pacientů vyšetřených v roce 2006	66
Příloha 2 Kompletní tabulka radiačních dávek vybraných pacientů vyšetřených v roce 2014 (Biograph 16) .....	67
Příloha 3 Kompletní tabulka radiačních dávek vybraných pacientů vyšetřených v roce 2014 (Biograph mCT) .....	68
Příloha 4 Souhlas s poskytováním informací .....	69
Příloha 5 Program ImPACT kalkulátor .....	70
Příloha 6 SIEMENS Biograph 16 .....	71
Příloha 7 SIEMENS Biograph mCT .....	72

# PŘÍLOHY

Příloha 1 Kompletní tabulka radiačních dávek vybraných pacientů vyšetřených v roce 2006

Oddělení nukleární medicíny Lochotín - 2006 - specifikace - 111/001 PET/CT trupu 18FDG s k.l. i.v.													
	MDRÚ:	6,0	MBq/kg	420	MBq/70kg								
	E <sub>RFnorm</sub> :	0,015	mSv/MBq										
	E <sub>CTnorm</sub> :	0,016	mSv/mGy.cm										
Poř.č.	m <sub>pacienta</sub> (kg)	A <sub>RF</sub> (MBq)	E <sub>RF</sub> (mSv)	U <sub>A</sub> (kV)	Q <sub>total</sub> (mAs)	CTDI <sub>Vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	L <sub>skenu</sub> (cm)	CTDI <sub>Vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	L <sub>skenu</sub> (cm)	E <sub>CT</sub> (mSv)	E <sub>RF+CT</sub> (mSv)
1	65	388	5,8	120	8 592	7,41	756	102,0				12,1	17,9
2	66	397	6,0	120	3 391	3,54	279	78,8				4,5	10,4
3	67	402	6,0	120	5 084	5,59	440	78,7				7,0	13,1
4	68	405	6,1	120	5 024	5,54	436	78,7				7,0	13,1
5	68	405	6,1	120	4 626	5,07	400	78,9				6,4	12,5
6	68	405	6,1	120	8 563	5,33	482	90,4	5,46	285	52,2	12,3	18,3
7	70	417	6,3	120	8 540	7,41	756	102,0				12,1	18,4
8	70	422	6,3	120	6 108	5,85	529	90,4				8,5	14,8
9	71	428	6,4	120	8 329	5,51	434	78,8	6,03	311	51,6	11,9	18,3
10	72	429	6,4	120	6 753	6,50	588	90,5				9,4	15,8
11	72	431	6,5	120	8 038	7,93	717	90,4				11,5	17,9
12	72	434	6,5	120	7 167	7,02	635	90,5				10,2	16,7
13	73	438	6,6	120	10 451	7,02	553	78,8	7,67	395	51,5	15,2	21,7
14	73	439	6,6	120	5 316	5,07	458	90,3				7,3	13,9
15	73	439	6,6	120	9 133	5,23	776	148,4				12,4	19,0
16	73	440	6,6	120	7 129	6,89	623	90,4				10,0	16,6
17	74	445	6,7	120	8 095	4,60	469	102,0	4,81	243	50,5	11,4	18,1
18	74	445	6,7	120	6 480	6,24	564	90,4				9,0	15,7
19	74	446	6,7	120	10 488	6,37	576	90,4	6,89	369	53,6	15,1	21,8
20	74	446	6,7	120	14 121	7,77	783	100,8				12,5	19,2
21	75	447	6,7	120	9 634	6,63	522	78,7	6,86	347	50,6	13,9	20,6
22	75	448	6,7	120	4 883	5,30	418	78,9				6,7	13,4
23	75	448	6,7	120	9 044	7,02	797	113,5				12,8	19,5
<b>Průměr:</b>	<b>71</b>	<b>428</b>	<b>6,4</b>	<b>120</b>	<b>7 608</b>	<b>6,12</b>	<b>565</b>	<b>91,9</b>	<b>6,29</b>	<b>325</b>	<b>13,5</b>	<b>10,4</b>	<b>16,8</b>

Zdroj: FN Plzeň

**Příloha 2 Kompletní tabulka radiačních dávek vybraných pacientů vyšetřených v roce 2014 (Biograph 16)**

Klinika zobrazovacích metod Lochotín - NM - 2014 - specifikace - 111/001 PET/CT trupu 18FDG s k.l. i.v.															
	MDRÚ:	3,5	MBq/kg	245	MBq/70kg				Biograph 16						
	E <sub>RFnorm</sub> :	0,015	mSv/MBq												
	E <sub>CTnorm</sub> :	0,016	mSv/mGy.cm												
Poř.č.	m <sub>pacienta</sub> (kg)	A <sub>RF</sub> (MBq)	E <sub>RF</sub> (mSv)	U <sub>A</sub> (kV)	Q <sub>total</sub> (mAs)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	l <sub>skenu</sub> (cm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	l <sub>skenu</sub> (cm)	E <sub>CT</sub> (mSv)	E <sub>RF+CT</sub> (mSv)		
1	65	226	3,4	120	6 108	4,52	461	102,0	4,58	275	60,0	11,8	15,2		
2	65	227	3,4	120	8 592	7,28	658	90,4				10,5	13,9		
3	65	229	3,4	120	5 084	6,19	488	78,8				7,8	11,2		
4	66	230	3,5	120	10 488	7,15	563	78,7	7,67	404	52,7	15,5	18,9		
5	66	231	3,5	120	8 563	5,20	410	78,8	6,37	320	50,2	11,7	15,1		
6	66	231	3,5	120	8 540	7,80	705	90,4	1,59	125	78,6	13,3	16,7		
7	67	233	3,5	120	8 329	4,81	435	90,4	5,72	298	52,1	11,7	15,2		
8	67	234	3,5	120	3 391	6,73	531	78,9	6,92	343	49,6	14,0	17,5		
9	67	235	3,5	120	9 634	4,73	428	90,5	5,02	281	56,0	11,3	14,9		
10	67	236	3,5	120	8 038	4,81	379	78,8	5,72	310	54,2	11,0	14,6		
11	67	236	3,5	120	7 167	5,90	534	90,5				8,5	12,1		
12	68	237	3,5	120	9 634	5,23	412	78,8	6,01	304	50,6	11,5	15,0		
13	69	241	3,6	120	7 129	7,67	693	90,4	9,14	490	53,6	18,9	22,5		
14	69	242	3,6	120	8 095	7,67	604	78,7	8,32	461	55,4	17,0	20,7		
15	69	242	3,6	120	6 480	6,34	573	90,4	7,15	398	55,7	15,5	19,2		
16	69	242	3,6	120	9 634	5,85	529	90,4				8,5	12,1		
17	70	244	3,7	120	14 121	5,25	475	90,5				7,6	11,3		
18	70	244	3,7	120	9 634	5,07	459	90,5				7,3	11,0		
19	70	245	3,7	120	9 634	7,54	594	78,8	8,45	465	55,0	16,9	20,6		
20	71	248	3,7	120	9 634	6,50	512	78,8	7,41	397	53,6	14,5	18,3		
21	71	248	3,7	120	10 451	5,04	456	90,5	5,82	326	56,0	12,5	16,2		
22	71	249	3,7	120	9 634	5,82	594	102,1	2,13	217	101,9	13,0	16,7		
23	71	249	3,7	120	9 634	6,50	588	90,5				9,4	13,1		
24	72	253	3,8	120	9 634	5,67	175	30,9	5,59	506	90,5	10,9	14,7		
25	72	253	3,8	120	5 316	5,72	517	90,4	6,60	364	55,2	14,1	17,9		
26	72	253	3,8	120	9 634	7,54	594	78,8				9,5	13,3		
27	72	253	3,8	120	9 634	6,63	599	90,3	6,76	435	64,3	16,5	20,3		
28	73	254	3,8	120	9 634	5,98	541	90,5	6,89	365	53,0	14,5	18,3		
29	73	256	3,8	120	9 634	7,54	682	90,5				10,9	14,8		
30	74	259	3,9	120	9 634	6,11	481	78,7	7,28	389	53,4	13,9	17,8		
31	74	259	3,9	120	9 634	6,73	843	125,3				13,5	17,4		
32	74	260	3,9	120	9 634	5,20	470	90,4	5,38	312	58,0	12,5	16,4		
33	75	262	3,9	120	9 634	7,28	743	102,1				11,9	15,8		
34	75	263	3,9	120	9 634	5,07	458	90,3	5,38	316	58,7	12,4	16,3		
35	75	263	3,9	120	9 634	5,30	541	102,1	5,69	348	61,2	14,2	18,2		
36	75	263	4,0	120	9 634	5,72	517	90,4				8,3	12,2		
<b>Průměr:</b>	<b>70</b>	<b>245</b>	<b>3,7</b>	<b>120</b>	<b>8 849</b>	<b>6,11</b>	<b>535</b>	<b>87,5</b>	<b>6,15</b>	<b>352</b>	<b>39,7</b>	<b>12,3</b>	<b>16,0</b>		

Zdroj: FN Plzeň

**Příloha 3 Kompletní tabulka radiačních dávek vybraných pacientů vyšetřených v roce 2014 (Biograph mCT)**

Klinika zobrazovacích metod Lochotín - NM - 2014 - specifikace - 111/001 PET/CT trupu 18FDG s k.l. i.v.															
	MDRÚ:	2,5	MBq/kg	175	MBq/70kg	Biograph mCT									
	E <sub>RFnorm</sub> :	0,015	mSv/MBq												
	E <sub>CTnorm</sub> :	0,016	mSv/mGy.cm												
Poř.č.	m <sub>pacienta</sub> (kg)	A <sub>RF</sub> (MBq)	E <sub>RF</sub> (mSv)	U <sub>A</sub> (kV)	Q <sub>total</sub> (mAs)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	L <sub>skenu</sub> (cm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)	L <sub>skenu</sub> (cm)	E <sub>CT</sub> (mSv)	E <sub>RF+CT</sub> (mSv)		
1	66	161	2,4	120	8 540	4,87	500	102,6				8,0	10,4		
2	66	165	2,5	120	10 488	4,46	402	90,1	4,57	215	47,0	9,9	12,3		
3	67	166	2,5	120	8 329	3,82	344	90,1				5,5	8,0		
4	68	167	2,5	120	6 753	3,94	701	178,0				11,2	13,7		
5	67	168	2,5	120	8 095	5,17	401	77,5	5,19	248	47,8	10,4	12,9		
6	68	170	2,5	120	6 480	4,14	373	90,1	4,30	207	48,2	9,3	11,8		
7	68	170	2,5	120	4 626	4,14	321	77,5	4,11	203	49,5	8,4	10,9		
8	68	170	2,6	120	7 129	5,37	416	77,5	5,22	252	48,3	10,7	13,2		
9	68	170	2,6	120	9 634	4,63	475	102,6	5,09	270	53,0	11,9	14,5		
10	68	170	2,6	120	9 634	4,53	408	90,1	4,44	214	48,1	9,9	12,5		
11	69	171	2,6	120	9 634	5,93	608	102,6				9,7	12,3		
12	69	172	2,6	120	9 634	7,51	677	90,1	8,71	459	52,7	18,2	20,8		
13	70	173	2,6	120	9 634	5,14	463	90,1				7,4	10,0		
14	69	173	2,6	120	9 634	4,73	367	77,5	4,47	228	51,0	9,5	12,1		
15	69	173	2,6	120	14 121	5,19	468	90,1	5,36	285	53,1	12,0	14,6		
16	70	173	2,6	120	9 634	6,97	715	102,6				11,4	14,0		
17	70	173	2,6	120	9 634	3,10	552	178,0				8,8	11,4		
18	69	173	2,6	120	9 634	5,39	418	77,5	5,39	283	52,5	11,2	13,8		
19	69	173	2,6	120	9 634	6,13	475	77,5	6,24	334	53,5	12,9	15,5		
20	71	174	2,6	120	9 634	6,52	505	77,5				8,1	10,7		
21	70	175	2,6	120	9 634	4,58	413	90,1	3,98	206	51,7	9,9	12,5		
22	71	176	2,6	120	9 634	3,03	539	178,0				8,6	11,3		
23	70	176	2,6	120	9 634	5,22	536	102,6	5,75	360	62,6	14,3	17,0		
24	71	178	2,7	120	9 634	4,21	432	102,6	4,01	210	52,3	10,3	12,9		
25	71	178	2,7	120	9 634	6,84	616	90,1	6,60	345	52,3	15,4	18,1		
26	72	179	2,7	120	9 634	4,18	429	102,6	3,78	202	53,5	10,1	12,8		
27	73	179	2,7	120	9 634	7,19	557	77,5				8,9	11,6		
28	72	179	2,7	120	9 634	5,22	470	90,1	4,76	246	51,6	11,5	14,1		
29	72	179	2,7	120	10 451	4,53	408	90,1	4,80	224	46,7	10,1	12,8		
30	73	182	2,7	120	8 592	3,64	328	90,1	3,32	158	47,6	7,8	10,5		
31	73	182	2,7	120	8 038	6,65	683	102,7	5,22	266	50,9	15,2	17,9		
32	75	183	2,7	120	9 634	4,73	485	102,6				7,8	10,5		
<b>Průměr:</b>	<b>70</b>	<b>173</b>	<b>2,6</b>	<b>120</b>	<b>9 198</b>	<b>5,05</b>	<b>484</b>	<b>98,7</b>	<b>5,01</b>	<b>258</b>	<b>33,6</b>	<b>10,4</b>	<b>13,1</b>		

Zdroj: FN Plzeň



## Příloha 4 Souhlas s poskytováním informací



**FAKULTNÍ NEMOCNICE PLZEŇ**  
Útvar náměstka pro ošetrovatelskou péči  
Edvarda Beneše 13, 305 99 Plzeň - Bory  
atej Svobody 80, 304 60 Plzeň - Lochotín  
IČO 00669806 tel.: 377 401 111, 377 103 111

Vážený pan  
Daniel Janda  
Student oboru Radiologický asistent  
Fakulta zdravotnických studií - Katedra záchranářství a technických oborů  
Západočeská univerzita v Plzni

### **Povolení sběru informací ve FN Plzeň**

Na základě Vaší žádosti Vám jménem Útvaru náměstkyně pro ošetrovatelskou péči FN Plzeň **uděluji souhlas** se sběrem anonymizovaných informací pro Vaše statistické šetření ve FN Plzeň, na *Klinice zobrazovacích metod (KZM)*, v souvislosti s vypracováním Vaší bakalářské práce s názvem „Porovnání radiální zátěže pacienta při diagnostickém LO na PET/CT hybridním skeneru v roce 2006 a 2014“.

Podmínky, za kterých Vám bude umožněna realizace Vašeho šetření ve FN Plzeň:

- Vrchní radiologický asistent KZM souhlasí s Vaším postupem.
- Vaše šetření osobně povedete.
- Vaše šetření nenaruší chod pracoviště ve smyslu provozního zajištění dle platných směrnic FN Plzeň, ochrany dat pacientů a dodržování Hygienického plánu FN Plzeň. Vaše šetření bude provedeno za dodržení všech legislativních norem, zejména s ohledem na platnost zákona č. 372/2011 Sb., o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování, v platném znění.
- **Sběr informací** pro Vaši bakalářskou práci budete provádět v době Vašich, školou schválených, praktik, **pod přímým vedením Ing. Jiřího Vitovce, vedoucího radiologického fyzika Oddělení radiologické fyziky – OTO FN Plzeň.**
- Jakékoliv údaje ze zdravotnické dokumentace pacientů, které budou uvedeny ve Vaší práci, musí být zcela anonymizovány.
- Po zpracování Vámi zjištěných údajů poskytnete Zdravotnickému oddělení / klinice či Organizačnímu celku FN Plzeň závěry Vašeho šetření, pokud o ně projeví oprávněný pracovník ZOK / OC zájem a budete se aktivně podílet na případné prezentaci výsledků Vašeho šetření na vzdělávacích akcích pořádaných FN Plzeň.

Toto povolení nezakládá povinnost zdravotnických pracovníků s Vámi spolupracovat, pokud by spolupráce s Vámi narušovala plnění pracovních povinností zaměstnanců, jejich soukromí či pokud by spolupráci s Vámi zaměstnanci považovali jako újmu. Účast zdravotnických pracovníků na Vašem šetření je dobrovolná.

Přeji Vám hodně úspěchů při studiu.

Mgr., Bc. Světluše Chabrová  
manažerka pro vzdělávání a výuku NELZP  
zástupkyně náměstkyně pro oš. péči

Útvar náměstkyně pro oš. péči FN Plzeň  
tel.: 377 103 204, 377 402 207  
e-mail: [chabrovass@fnplzen.cz](mailto:chabrovass@fnplzen.cz)

31. 10. 2016

Příloha 5 Program ImPACT kalkulátor

<b>ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator</b> Version 1.0.4 27/05/2011																																																																																																																			
<b>Scanner Model:</b> Manufacturer: Siemens Scanner: Siemens Definition AS kV: 100 Scan Region: Body Data Set: MCSET20 <span style="float: right;">Update Data Set</span> Current Data: MCSET20 Scan range Start Position: -5 cm <span style="float: right;">Get From Phantom Diagram</span> End Position: 26 cm		<b>Acquisition Parameters:</b> Tube current: 282 mA Rotation time: 0,5 s Spiral pitch: 1,18 mAs / Rotation: 141 mAs Effective mAs: 119,4915 mAs Collimation: 19.2 (64* x) mm Rel. CTDI: Look up 1,36 at selected collimation CTDI (air): Look up 14,2 mGy/100mAs CTDI (soft tissue): 15,2 mGy/100mAs nCTDI <sub>w</sub> : Look up 4,4 mGy/100mAs																																																																																																																	
Organ weighting scheme: ICRP 103		CTDI <sub>w</sub> : 6,3 mGy CTDI <sub>v,ol</sub> : 5,3 mGy DLP: 165 mGy.cm																																																																																																																	
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>Organ</th> <th>w<sub>T</sub></th> <th>H<sub>T</sub> (mGy)</th> <th>w<sub>T</sub>.H<sub>T</sub></th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>Gonads</td><td>0,08</td><td>7,8</td><td>0,62</td></tr> <tr><td>Bone Marrow</td><td>0,12</td><td>2,1</td><td>0,25</td></tr> <tr><td>Colon</td><td>0,12</td><td>5,9</td><td>0,71</td></tr> <tr><td>Lung</td><td>0,12</td><td>0,021</td><td>0,0026</td></tr> <tr><td>Stomach</td><td>0,12</td><td>0,54</td><td>0,065</td></tr> <tr><td>Bladder</td><td>0,04</td><td>8,6</td><td>0,34</td></tr> <tr><td>Breast</td><td>0,12</td><td>0,013</td><td>0,0016</td></tr> <tr><td>Liver</td><td>0,04</td><td>0,34</td><td>0,013</td></tr> <tr><td>Oesophagus (Thymus)</td><td>0,04</td><td>0,0048</td><td>0,00019</td></tr> <tr><td>Thyroid</td><td>0,04</td><td>0,002</td><td>0,000079</td></tr> <tr><td>Skin</td><td>0,01</td><td>1,8</td><td>0,018</td></tr> <tr><td>Bone Surface</td><td>0,01</td><td>2,9</td><td>0,029</td></tr> <tr><td>Brain</td><td>0,01</td><td>5,6E-07</td><td>5,6E-09</td></tr> <tr><td>Salivary Glands (Brain)</td><td>0,01</td><td>5,6E-07</td><td>5,6E-09</td></tr> <tr><td>Remainder</td><td>0,12</td><td>1,6</td><td>0,2</td></tr> <tr><td>Not Applicable</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr> <td colspan="3" style="text-align: right;"><b>Total Effective Dose (mSv)</b></td> <td><b>2,3</b></td> </tr> </tbody> </table>		Organ	w <sub>T</sub>	H <sub>T</sub> (mGy)	w <sub>T</sub> .H <sub>T</sub>	Gonads	0,08	7,8	0,62	Bone Marrow	0,12	2,1	0,25	Colon	0,12	5,9	0,71	Lung	0,12	0,021	0,0026	Stomach	0,12	0,54	0,065	Bladder	0,04	8,6	0,34	Breast	0,12	0,013	0,0016	Liver	0,04	0,34	0,013	Oesophagus (Thymus)	0,04	0,0048	0,00019	Thyroid	0,04	0,002	0,000079	Skin	0,01	1,8	0,018	Bone Surface	0,01	2,9	0,029	Brain	0,01	5,6E-07	5,6E-09	Salivary Glands (Brain)	0,01	5,6E-07	5,6E-09	Remainder	0,12	1,6	0,2	Not Applicable	0	0	0	<b>Total Effective Dose (mSv)</b>			<b>2,3</b>	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th>Remainder Organs</th> <th>H<sub>T</sub> (mGy)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>Adrenals</td><td>0,11</td></tr> <tr><td>Small Intestine</td><td>6</td></tr> <tr><td>Kidney</td><td>0,64</td></tr> <tr><td>Pancreas</td><td>0,27</td></tr> <tr><td>Spleen</td><td>0,26</td></tr> <tr><td>Thymus</td><td>0,0048</td></tr> <tr><td>Uterus / Prostate (Bladder)</td><td>8</td></tr> <tr><td>Muscle</td><td>2,5</td></tr> <tr><td>Gall Bladder</td><td>1</td></tr> <tr><td>Heart</td><td>0,03</td></tr> <tr><td>ET region (Thyroid)</td><td>0,002</td></tr> <tr><td>Lymph nodes (Muscle)</td><td>2,5</td></tr> <tr><td>Oral mucosa (Brain)</td><td>5,6E-07</td></tr> <tr> <td>Other organs of interest</td> <td>H<sub>T</sub> (mGy)</td> </tr> <tr><td>Eye lenses</td><td>0</td></tr> <tr><td>Testes</td><td>8,9</td></tr> <tr><td>Ovaries</td><td>6,6</td></tr> <tr><td>Uterus</td><td>7,4</td></tr> <tr><td>Prostate</td><td>8,6</td></tr> </tbody> </table>		Remainder Organs	H <sub>T</sub> (mGy)	Adrenals	0,11	Small Intestine	6	Kidney	0,64	Pancreas	0,27	Spleen	0,26	Thymus	0,0048	Uterus / Prostate (Bladder)	8	Muscle	2,5	Gall Bladder	1	Heart	0,03	ET region (Thyroid)	0,002	Lymph nodes (Muscle)	2,5	Oral mucosa (Brain)	5,6E-07	Other organs of interest	H <sub>T</sub> (mGy)	Eye lenses	0	Testes	8,9	Ovaries	6,6	Uterus	7,4	Prostate	8,6
Organ	w <sub>T</sub>	H <sub>T</sub> (mGy)	w <sub>T</sub> .H <sub>T</sub>																																																																																																																
Gonads	0,08	7,8	0,62																																																																																																																
Bone Marrow	0,12	2,1	0,25																																																																																																																
Colon	0,12	5,9	0,71																																																																																																																
Lung	0,12	0,021	0,0026																																																																																																																
Stomach	0,12	0,54	0,065																																																																																																																
Bladder	0,04	8,6	0,34																																																																																																																
Breast	0,12	0,013	0,0016																																																																																																																
Liver	0,04	0,34	0,013																																																																																																																
Oesophagus (Thymus)	0,04	0,0048	0,00019																																																																																																																
Thyroid	0,04	0,002	0,000079																																																																																																																
Skin	0,01	1,8	0,018																																																																																																																
Bone Surface	0,01	2,9	0,029																																																																																																																
Brain	0,01	5,6E-07	5,6E-09																																																																																																																
Salivary Glands (Brain)	0,01	5,6E-07	5,6E-09																																																																																																																
Remainder	0,12	1,6	0,2																																																																																																																
Not Applicable	0	0	0																																																																																																																
<b>Total Effective Dose (mSv)</b>			<b>2,3</b>																																																																																																																
Remainder Organs	H <sub>T</sub> (mGy)																																																																																																																		
Adrenals	0,11																																																																																																																		
Small Intestine	6																																																																																																																		
Kidney	0,64																																																																																																																		
Pancreas	0,27																																																																																																																		
Spleen	0,26																																																																																																																		
Thymus	0,0048																																																																																																																		
Uterus / Prostate (Bladder)	8																																																																																																																		
Muscle	2,5																																																																																																																		
Gall Bladder	1																																																																																																																		
Heart	0,03																																																																																																																		
ET region (Thyroid)	0,002																																																																																																																		
Lymph nodes (Muscle)	2,5																																																																																																																		
Oral mucosa (Brain)	5,6E-07																																																																																																																		
Other organs of interest	H <sub>T</sub> (mGy)																																																																																																																		
Eye lenses	0																																																																																																																		
Testes	8,9																																																																																																																		
Ovaries	6,6																																																																																																																		
Uterus	7,4																																																																																																																		
Prostate	8,6																																																																																																																		
Scan Description / Comments																																																																																																																			
© Nicholas Keat for ImPACT, 2000-2011 Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre <a href="http://www.impactscan.org">http://www.impactscan.org</a>																																																																																																																			

**Příloha 6 SIEMENS Biograph 16**



*Zdroj: <http://www.blueskyex.com/index.php?action=showsaledetails&id=42696>*

**Příloha 7 SIEMENS Biograph mCT**



*Zdroj: [http://www.siemens.com/press/en/presspicture/?press=/en/presspicture/2013/healthcare/h201309021-04.htm&content\[\]=H&content\[\]=HC](http://www.siemens.com/press/en/presspicture/?press=/en/presspicture/2013/healthcare/h201309021-04.htm&content[]=H&content[]=HC)*