

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Zuzana Schmalzová

Radiační ochrana při vyšetření PET/CT

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.

Odborný konzultant: Bc. Jiří Horalík

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. dubna 2015

Podpis

Děkuji Ing. Jaroslavu Ptáčkovi, Ph.D., za odborné vedení bakalářské práce
a panu Bc. Jiřímu Horalíkovi za odborné rady z praxe při zpracování této bakalářské
práce.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Typ závěrečné práce:	Přehledová bakalářská práce
Téma práce:	Radiační hygiena při vyšetření PET/CT
Název práce:	Radiační ochrana při vyšetření PET/CT
Název práce v AJ:	Radiation protection at examination PET/CT
Datum zadání:	2014-11-04
Datum odevzdání:	2015-04-30
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor práce:	Schmalzová Zuzana
Vedoucí práce:	Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.
Oponent práce:	Mgr. Pavel Karhan
Abstrakt v ČJ:	Bakalářská práce s názvem Radiační ochrana při vyšetření PET/CT předkládá publikované poznatky na téma radiační ochrany při hybridním zobrazování PET/CT. Skládá se z teoretické a praktické části. Teoretická část popisuje fyzikální principy zobrazování pomocí přístroje PET/CT, používaná radiofarmaka, indikace a kontraindikace k vyšetření. V další části jsou rozebrány principy radiační ochrany spolu s radiační zátěží pacientů i personálu. Praktickou část tvoří analýza příčin opakování vyšetření PET/CT.

Abstrakt v AJ:

Bachelor thesis presents published facts about radiation protection in hybrid imaging PET/CT. It consists of a theoretical and practical part. The theoretical part describes the physical principles of imaging devices PET/CT, radiopharmaceuticals, indications and contraindications for examination. The principles of radiation protection are also analyzed together with radiation burden to patients and staff. The practical part consists of the analysis of the causes of recurrence of PET/CT.

Klíčová slova v ČJ:

Pozitronová emisní tomografie, výpočetní tomografie, radiační ochrana, PET/CT, radiofarmaka, principy radiační ochrany, efektivní dávka

Klíčová slova v AJ:

positron emission tomography, computed tomography, radiation protection, PET/CT, radiopharmaceutical, principles of radiation protection, effective dose

Rozsah práce:

47 s., 6 příl.

OBSAH

ÚVOD.....	7
1 Teoretická část.....	9
1.1 Princip PET/CT	9
1.1.1 Transmisní a emisní zobrazování	9
1.1.2 Princip výpočetní tomografie	10
1.1.3 Princip pozitronové emisní tomografie	11
1.1.4 Hybridní zobrazování PET/CT	12
1.2 Radiační ochrana a radiační zátěž	16
1.2.1 Organizace a legislativa v radiační ochraně	16
1.2.2 Principy radiační ochrany	17
1.2.3 Biologické účinky ionizujícího záření	20
1.2.4 Veličiny, jednotky, pojmy	20
1.2.5 Radiační zátěž a radiační ochrana pacientů	22
1.2.6 Radiační zátěž a radiační ochrana personálu	27
2 Praktická část.....	33
Analýza příčin opakování při vyšetření PET/CT	33
ZÁVĚR.....	37
POUŽITÁ LITERATURA	38
Seznam zkratk.....	43
Seznam obrázků.....	45
Seznam tabulek.....	46
Seznam příloh.....	47

ÚVOD

Objevu paprsků X 8. listopadu 1896 profesorem C. W. Röntgenem předcházela Faradayův objev z roku 1831 a o pár let mladší objev fotografie. V roce 1859 byly Julíusem Plückerem objeveny paprsky, vyletující z katody výbojové trubice. Na území České republiky byl významným fyzikem v této oblasti profesor Ivan Puluj, jehož v kanceláři navštěvovala řada významných osobností např. F. Křižík, E. Kolben, A. Einstein. Prof. Puluj mimo jiné zkonstruoval Pulujovu lampu, což je vakuová trubice, která svítí díky dopadu katodových paprsků na oxidy, případně siričky vápníku, magnezia, stroncia nebo barya (Kraus, 1995). Začátkem roku 1896 objevil francouzský fyzik H. Becquerel uranové paprsky.

Tyto objevy vzbudily velký zájem, jehož důsledkem se začal rozvíjet obor radiační ochrana. Pokusy, které byly prováděny bez ochranných opatření, způsobovaly onemocnění související s expozicí rentgenovému záření. Narůstala tedy potřeba omezení možných nežádoucích účinků a snaha využívat ionizující záření pouze ku prospěchu. Bylo nutné nastřádat poznatky o účincích záření na organismus, vypracovat radiobiologické studie, definovat jednotky, nastolit spolehlivé dozimetrické metody a standardy a doplnit legislativu (Drábková, 2006, s. 9).

Po druhé světové válce se začaly rozvíjet výzkumy a studie na téma účinků ionizujícího záření a od 70. let minulého století byly ujasněny rozdíly mezi stochastickými a deterministickými účinky. Minulé století s sebou přineslo také přijetí pravidel radiační ochrany v pracovním prostředí a stanovení prvních limitů. Nynější systém radiační ochrany a její principy byly stanoveny v roce 1990, kdy Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu, zkr. ICRP, vydala Doporučení č. 60. Toto Doporučení později zpracovala ve formě Základních bezpečnostních standardů Mezinárodní agentura pro atomovou energii ve Vídni, zkr. IAEA. Doporučení č. 60 nahradilo Doporučení č. 103, vydané v roce 2007 (Státní ústav radiační ochrany).

V současnosti se přístrojová technika neustále zdokonaluje a zlepšuje se také její dostupnost. Vše je kontrolováno příslušnými úřady a pověřenými osobami. Každé pracoviště má zpracovány místní radiologické standardy, podle kterých pracuje, což vede ke správnému používání dobře nastavených vyšetřovacích protokolů.

Systém radiační ochrany vede k minimalizaci ozáření osob, které vyšetření podstupují a samozřejmě i těch, kteří tyto zobrazovací metody provádějí. Radiační ochrana je velmi důležitou součástí oboru Radiologický asistent. Radiologičtí asistenti mnohdy velkou měrou ovlivňují radiační zátěž klienta i svoji.

Na základě dohledaných informací byly stanoveny tyto zkoumané otázky:

1. Jaké poznatky byly publikovány o vyšetřovací metodě PET/CT?
2. Jaká je radiační zátěž pacientů a personálu při vyšetřovací metodě PET/CT?
3. Jak lze radiační zátěž u obou skupin snížit?

Na základě položených otázek byly formulovány tyto cíle bakalářské práce:

1. Předložit a shrnout dohledané poznatky o vyšetřovací metodě PET/CT.
2. Dohledat a předložit poznatky o radiační zátěži spojené s vyšetřovací metodou PET/CT.
3. Objasnit problematiku týkající se snížení radiační zátěže u obou skupin.

Na základě zvoleného tématu byla použita tato vstupní literatura:

HUŠÁK V. a kol., *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*, 1. vydání, Olomouc, 2009 s. 138. ISBN 978-80-244-2350-0

MYSLIVEČEK M., KAMÍNEK M., KORANDA P., HUŠÁK V., *Nukleární medicína – 1. díl*, 1. vydání, Olomouc, 2007, s. 131. ISBN 978-80-244-1723-3

NAVRÁTIL L., ROSINA J. a kol., *Medicínská biofyzika*, 1. vydání, Praha, 2005, s. 524. ISBN 80-247-1152-4

VOTRUBOVÁ J., et al., *Klinické PET a PET/CT*, 1. vydání, Praha: Galén, 2009, s. 207. ISBN 978-80-7262-619-9

K vyhledávání informací byla použita tato klíčová slova:

pozitronová emisní tomografie, výpočetní tomografie, radiační ochrana, PET/CT, radiofarmaka, principy radiační ochrany, efektivní dávka.

Dohledané poznatky byly získány rešerší českých a anglických článků a odborné literatury. Použity byly některé internetové zdroje a vyhlášky Státního úřadu jaderné bezpečnosti. K vyhledávání byl použit internetový vyhledávač Google Scholar, Google Books a vyhledávací databáze EBSCO.

1 Teoretická část

1.1 Princip PET/CT

V současné době patří pozitronová emisní tomografie (PET) v kombinaci s výpočetní tomografií (CT) mezi nejmodernější zobrazovací metody. Pomocí tohoto hybridního přístroje (viz. Obrázek č. 1) lze získat informace jak o anatomii, tak o funkci tkání. Nespornou výhodou tohoto vyšetření je kromě vysoké diagnostické přesnosti i to, že obě vyšetření probíhají bez změny polohy pacienta (Votrubová, Bělohávek, 2005, s. 303). Pracovišť, která mají k dispozici přístroj PET/CT, se nachází v České republice 8 (Bělohávek, 2010-2014).



Obrázek č. 1: Přístroj PET/CT na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc

1.1.1 Transmisní a emisní zobrazování

PET/CT je kombinace dvou typů principů zobrazení – transmisního a emisního (viz. Příloha č. 1). V případě transmisního zobrazování je zdrojem záření rentgenka. V rentgence je umístěna katoda, produkující elektrony a anoda, na kterou elektrony dopadají. Interakcí elektronů s materiálem anody vzniknou fotony rentgenového záření. Fotony jsou v těle pacienta různou mírou absorbovány. Tkáně, ve kterých jsou fotony absorbovány, mají rozdílnou schopnost absorpce. Rentgenový obraz objektu pak vznikne rozdílnou schopností absorpce jednotlivých tkání. Oproti tomu emisní záření je založeno na aplikaci radioaktivní látky (radiofarmaka) přímo do těla pacienta. Fotony, vylétávající z těla pacienta, jsou poté

detekovány. Pacient se tak při tomto typu zobrazování stává sám zdrojem záření (Súkupová, 2013-2014, Navrátil, Rosina, 2005, s. 308-321).

1.1.2 Princip výpočetní tomografie

Jedná se o vyšetřovací metodu, spočívající v matematické rekonstrukci obrazu z řady rentgenových projekcí, které jsou získávány z různých úhlů v rozsahu 0-180-360°. Přístroj se skládá z rentgenky a naproti ní umístěných detektorů. Rentgenka a detektory jsou upevněny na prstencovém stojanu nazývaném gantry, který umožňuje rotaci celého systému rentgenka-detektory kolem vyšetřovaného lůžka. Vyšetřovaná tkáň je prozařována úzkým svazkem rentgenového záření, jehož intenzita je detekována a následně převedena na elektrický signál. Část rentgenového záření, procházejícího pacientem, se v jeho těle absorbuje. Data o míře zeslabení jsou vyhodnocena a uložena do paměti počítače. Tato data jsou dále počítačově zpracována. Výpočetní tomografie má za cíl zjistit hodnoty lineárních součinitelů absorpce v jednotlivých voxelích, což jsou velmi malé trojrozměrné objemové buňky. Jeden transversální řez tvoří více než 250 000 voxelů. Detektory zaznamenávají součet absorpcí ve všech voxelích, kterými prošel paprsek rentgenového záření. Aby mohly detektory zaznamenat absorpci v každém voxelu, musí záření projít každým voxellem opakovaně a to pod různými úhly. Výsledný CT obraz je získán nejčastěji metodou filtrované zpětné projekce. Absorpční vlastnosti tkání v lidském těle jsou vyjádřeny v Hounsfieldových jednotkách (HU), neboli v CT-číslích (Navrátil, Rosina, 2005, s. 324-325, Ullmann, 2002, Aplikace ionizujícího záření). Hounsfieldova stupnice zahrnuje hodnoty hustoty materiálů od -1000 HU pro vzduch až +3096 HU pro kov. Pro vodu je hodnota 0 HU, pro tuk od -50 po -150 HU, pro měkké tkáně jsou to pak hodnoty od 25 do 75 HU. Kompaktní kosti dosahují hodnot hustoty až 1500 HU (Votrubová et al. 2009, s. 21).

Multidetektorová výpočetní tomografie

Z hlediska konstrukčního konceptu je v současné době možné rozdělit MDCT přístroje na několik základních typů. Nejčastěji se vyskytuje typ vybavený jednou rentgenkou a jednou soustavou detektorů, která umožňuje získat 4-128 datových stop. Tato soustava detektorů může být založena na maticovém principu (detektor matrixový), kdy je velikost všech elementů stejná a jejich pouhým sdružováním se může měnit jejich počet a šířka datové stopy. Nebo mohou být použity detektory typu adaptive array, které jsou centrálně jemnější a v periferních pásech širší. Až 320 datových stop umožňují získat velmi široké detektorové soustavy, u kterých lze data dále zpracovat s korekcí efektu rozbíhavosti paprsků, tzv. cone

beam effect. Konstrukce těchto systémů umožňuje technikou sekvenčních skenů získat data pro zobrazení dynamických dějů (Votrubová et al. 2009, s. 21).

1.1.3 Princip pozitronové emisní tomografie

Při vyšetření PET jsou využívána pozitronová radiofarmaka, jenž obsahují radionuklid, který je charakterizován přeměnou β^+ (Hušák et al., Principy PET). K přeměně protonu na neutron dochází v nestabilním jádře pozitronového zářiče. To je provázeno vyzařením částice s kladným nábojem – pozitronu. Energie, kterou pozitron má, udává délku jeho dráhy. Například u ^{82}Rb , které se používá k posouzení perfuze myokardu, je maximální délka dráhy pozitronu 15,6 mm. U nejpoužívanějšího ^{18}F je maximální délka dráhy 2,4 mm. Na konci dráhy, kterou pozitron urazí, dojde k setkání s elektronem okolního prostředí a současně k jejich zániku – anihilaci. Při anihilaci dochází k emisi dvou fotonů, každý z nich má energii 511 keV a z místa této interakce se pohybuje po přímce opačným směrem (Bělohávek, 2004, s. 10).

Detekce

Pro pozitronovou emisní tomografii se používají specializované detekční systémy. Jedná se o kruhově uspořádané detektory, zapojené v koincidenčním obvodu. Obraz je vytvářen registrací dvou současně vzniklých anihilačních fotonů, letících po přímce opačným směrem. Pro detektory PET se používají materiály s vysokou hustotou, která zvyšuje detekční účinnost pro záření gama. V dnešní době jsou nejrozšířenějšími materiály scintilačních krystalů gadolinium oxyorthosilikát (GSO), vizmut-germanium-oxid (BGO) a především lutecium oxyorthosilikát (LSO). Tyto materiály mají vysokou absorpční schopnost. Také doba trvání scintilace je kratší, než u starších druhů krystalů, což umožňuje zpracovat vyšší toky fotonů. Doba scintilace nebo také scintilační dosvit je u scintilátoru GSO 60 ns, u scintilátoru BGO je doba scintilace 300 ns a u scintilátoru LSO je scintilační dosvit 40 ns. U PET se pro snímání a elektronickou registraci scintilací z detektorů používají dva typy fotodetektorů. Prvním typem jsou fotonásobiče – speciální opto-elektronické součástky, které citlivě detekují slabé světelné toky a přeměňují je na elektrické signály. Jejich výhodou je vysoké a lineární zesílení a nízký poměr signál-šum. Nevýhodou je mimo jiné složitost jejich konstrukce, velikost a vyšší cena. Druhým typem jsou polovodičové detektory – diody, které jsou zapojené v elektrickém obvodu s vysokým napětím. Oproti fotonásobičům jsou polovodičové detektory výhodnější z hlediska jejich nižší ceny a menší velikosti. Scintilační krystaly s fotodetektory jsou v PET kameře uspořádány do tzv. scintibloků a jsou rozmístěny po celém

obvodu gantry. Typická PET kamera se skládá z asi 190 bloků LSO krystalů. (Votrubová et al., 2009, s. 13-14, Ullmann, 2002, Radioisotopová scintigrafie).

Proces zpracování dat

Detektory v gantry zaznamenávají pouze fotony, které dopadly současně na protilehlá místa. Spojnice těchto míst se nazývá koincidenční přímka, souřadnic těchto koincidenčních přímek je v průběhu akvizice je nasnímáno velké množství. Nasnímaná data jsou uložena ve formě sinogramů. Pomocí počítačové rekonstrukce jsou potom vytvořeny obrazy příčných řezů, ze kterých lze dále vytvořit řezy pod libovolnými úhly nebo trojrozměrné obrazy. Počítačová rekonstrukce je založena na metodě iterativní rekonstrukce. (Ullmann, 2002, Radioisotopová scintigrafie).

„Iterativní metoda se zakládá na hledání metodou postupných aproximací takového obrazu vrstvy (řezu), který by co nejvíce odpovídal nasnímaným (naměřeným) projekcím zobrazované oblasti pod různými úhly“ (Myslivoček et al., 2007, s. 42).

Nejprve je zvolen obraz, který byl získán při zpětné projekci, případně může být použito prázdné pole. Potom jsou porovnány skutečné nasnímané projekce s projekcemi, jež byly matematicky odhadnuty a stanoví se odchylky v jednotlivých pixelech. Dále je na základě odlišností v pixelech opraven obsah pixelů. Takto vzniká první aproximace. Tento proces se cyklicky opakuje při vzniku dalších aproximací, které se postupně vylepšují, a tak dokonale vystihují distribuci radiofarmaka v jednotlivých zobrazovaných vrstvách (Myslivoček et al., 2007, s. 42).

1.1.4 Hybridní zobrazování PET/CT

Hybridní přístroj PET/CT je kombinací výpočetní tomografie a pozitronové emisní tomografie. Nespornou výhodou tohoto hybridního přístroje je především to, že jsou provedena dvě specializovaná vyšetření naráz, a to bez změny polohy pacienta (Bělohlávek, Fencel, 2004, s. 62-63).

Nejčastěji je vyšetření PET/CT prováděno u onkologických pacientů (více než 90% indikací), dále pro diagnostiku zánětů a velké uplatnění má také v kardiologii a neurologii (Kamínek, Hybridní pozitronová a výpočetní tomografie PET/CT).

Radiofarmaka

Pro vyšetření PET se využívá látek značených radionuklidy (radiofarmak). Nejvíce využívaným radiofarmakem v klinické praxi je 2-[¹⁸F]-fluoro-2-deoxy-D-glukóza (FDG). FDG je spolu s glukózou dopravována do buňky pomocí transportních proteinů, kde jsou

pomocí enzymu hexokinázy fosforylovány za vzniku 2-FDG-6-fosfát a glukóza-6-fosfát. Nádorové buňky mají většinou zmnoženy transportéry nezávislé na inzulinu, zvýšenou rychlost fosforylace a sníženou hladinu glukóza-6-fosfatázy. Důsledkem toho se u nich objevuje výrazně zvýšená akumulace FDG. FDG také výrazně akumulují i zánětlivé elementy. Poločas přeměny ^{18}F je 110 minut (Votrubová et al., 2009, s. 16, Ullmann, 2002, Jaderná a radiační fyzika).

Dalšími radiofarmaky využívanými u PET vyšetření jsou 3'-deoxy-3'-[^{18}F]-fluorothymidin (FLT) a Cholin značený ^{11}C , nebo jako derivát fluorocholin (FCH) značený ^{18}F . FLT se využívá k posouzení účinku protinádorové terapie a pro zobrazování tumorů mozku. Cholin lze využít například u karcinomů prostaty, protože ty akumulují FDG nepravidelně. Jiné biogenní radionuklidy jsou ^{13}N a ^{15}O , které lze využít na pracovištích opatřených cyklotronem. Výhodou těchto radionuklidů je nižší radiační zátěž pacientů a vyšší kvalita obrazu, která je ovlivněna volbou radionuklidu. Radionuklid se akumuluje více v patologické tkáni, která je díky tomu více kontrastní, než tkáň zdravá (Votrubová et al., 2009, s. 16-18, Ullmann, 2002, Radioisotopová scintigrafie). Radiofarmakum, nejčastěji FDG, je pacientovi aplikováno intravenózně 30 až 90 minut před začátkem vyšetření. Množství aplikovaného radiofarmaka se na pracovištích liší (Votrubová et al., 2009, s. 48). Na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc se množství aplikovaného radiofarmaka pohybuje v hodnotách 370 MBq až 420 MBq a závisí na hmotnosti pacienta (Fakultní nemocnice Olomouc, Klinika nukleární medicíny).

Příprava pacienta

Příprava pacienta před vyšetřením PET/CT je důležitá z hlediska minimalizace akumulace FDG ve zdravých tkáních. Zahrnuje především lačnění. Doporučená doba od posledního jídla je 6 hodin. Lačněním je udržen glukozový metabolismus na bazální úrovni. Lze se tak vyhnout zvýšené akumulaci FDG ve zdravých tkáních a falešně nízkého hromadění FDG v nádorových buňkách. Výjimkou je pouze vyšetření viability myokardu. Důležitá je i hydratace neslazenými tekutinami, pomocí které se sníží radiační zátěž pacienta. Pomáhá také správné distribuci radiofarmaka v těle. Další důležitou součástí přípravy pacienta je měření hladiny glukózy v krvi. V diagnostice nádorů není vysoká hladina glukózy v krvi žádoucí, protože zmenšuje kontrast mezi pozadím a nádorem a tím zhoršuje i výsledný obraz. U vyšetření pro zobrazení myokardu je žádoucí co nejnižší hladina glukózy v krvi a současně vysoká hladina inzulinu v krvi – tzv. hyperinzulinemicko-euglykemická fáze. Glykemie se měří ještě před zavedením intravenózní kanyly a její hodnota by neměla být

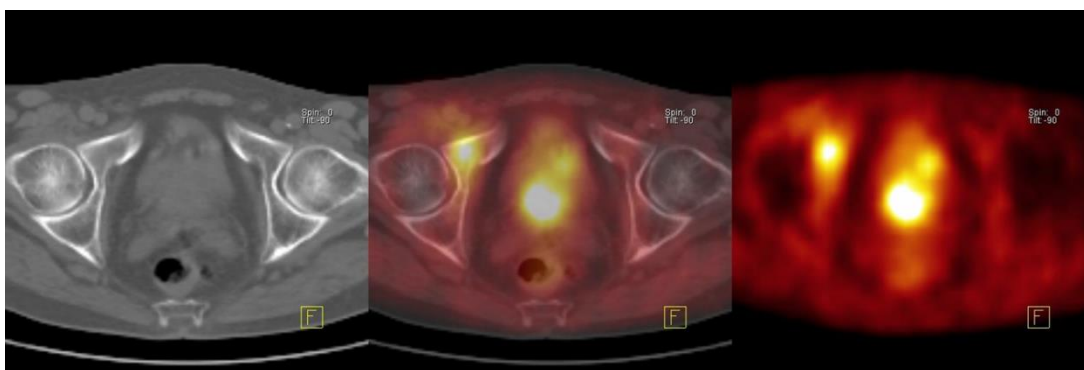
vyšší jak 10 mmol/l. Pokud je tato hodnota překročena, pacientovi je podán krátkodobě působící inzulin, případně je vyšetření přesunuto na jiný den. Dále by se pacient měl dva až tři dny před vyšetřením vyvarovat zvýšené fyzické námahy, protože by mohlo dojít k vyplavení inzulinu, následkem čehož by se FDG metabolizovala převážně v kosterní svalovině. (Votrubová et al. 2009, s. 47, Tichý, 2009, s. 46-48).

Provedení vyšetření

Hybridní přístroj PET/CT se skládá z PET skeneru a plně diagnostického CT. Poloha pacienta se při snímání pomocí obou skenerů nemění. Jako první se provádí topogram v obvykle předozadní projekci, který slouží k vymezení snímané oblasti (viz. Příloha č. 2). Po akvizici topogramu se spouští vlastní akvizice CT dat a to pouze v této vymezené oblasti. Vyšetřovací stůl s pacientem se po akvizici CT dat zasune do gantry k PET skeneru. Emisní data PET se snímají v určitých pozicích, které jsou označovány jako postele (beds). Délka nahrávání dat jedné pozice je závislá na hmotnosti pacienta, průměrně trvá asi 3 minuty. Vzhledem k poklesu citlivosti PET skeneru se musí jednotlivé pozice na okrajích překrývat. Pro zlepšení kontrastu cév a parenchymových orgánů je pacientovi perorálně nebo intravenózně aplikována jodová kontrastní látka. (Votrubová et al., 2009, s. 32, 44, 48).

Fúze a registrace obrazů

Obrazy PET mají horší prostorové rozlišení – 5-6 mm, než CT obrazy s rozlišením 1-2 mm. Jejich fúzí (viz. Obrázek č. 2 a č. 3) lze přesně zobrazit lokalizaci tkání, které zvýšeně akumulují radiofarmakum. Pomocí CT je obraz korigován na zeslabení záření gama ve tkáních (Mysliveček et al., 2007, s. 48).



Obrázek č. 2: Zobrazení metastázy do skeletu – transverzální řez. CT obraz (vlevo), fúze obrazů PET/CT (vprostřed), PET obraz (vpravo).

(Fakultní nemocnice Olomouc, Klinika nukleární medicíny)



Obrázek č. 3: Zobrazení karcinomu plic metastazujícího do skeletu. CT obraz (vlevo), fúze obrazů PET/CT (vprostřed), PET obraz (vpravo).

(Fakultní nemocnice Olomouc, Klinika nukleární medicíny)

Indikace

Mezi častější indikace v onkologii patří diferenciální diagnostika benigních a maligních lézí, hodnocení rozsahu maligního onemocnění (staging), hodnocení efektu chemoterapie nebo radioterapie, detekce neznámého primárního tumoru u nemocných s metastázami a plánování terapie. Mezi neonkologické indikace patří například diagnostika zánětů (horečka neznámého původu, vaskulitidy), vyšetření viability myokardu, diagnostika epilepsie a diagnostika demencí (Tichý, 2009, s. 47, Kamínek, Hybridní pozitronová a výpočetní tomografie PET/CT). Velmi početnou skupinu indikací k vyšetření PET/CT tvoří lymfomy. Při vyšetření se hodnotí primární staging a kontrola léčebného efektu chemoterapie, která je posuzována podle ubývání intenzity metabolické aktivity zkoumaného ložiska. V případě diferenciální diagnostiky maligních a benigních plicních uzlů je PET/CT metodou volby. Spolehlivě detekovatelné bývají léze větší než 10 mm. Při pozitivním nálezu bronchogenního karcinomu lze navíc pomocí PET/CT vyhodnotit přítomnost satelitních lézí, stav lymfatických uzlin a případně najít vzdálené metastázy. PET/CT je taktéž metodou volby u pacientů, u kterých je podezření na recidivu kolorektálního karcinomu, nebo při podezření na metastázy v játrech nebo plicích (Votrubová, Bělohávek, 2005, s. 303-304).

Kontraindikace

Všechny zobrazovací metody, které využívají ionizující záření, mají jako vážnou relativní kontraindikaci těhotenství. Ve zdůvodněných případech je podání radiofarmaka FDG těhotným ženám při vyšetření PET/CT akceptovatelné. Dávka plodu ale musí být menší jak 1 mSv. Pokud žena kojí, je nutno přerušit kojení na minimálně 12 hodin a mléko, které se za dobu po aplikaci FDG vytvoří, se musí odsát a znehodnotit. Důvodem je vylučování FDG

do mateřského mléka (Tichý, 2009, s. 46-49, Státní úřad pro kontrolu léčiv).

Mezi relativní kontraindikace patří také léčba chemoterapií a terapie zevním ozářením. Vyšetření by nemělo být provedeno tři až čtyři týdny od konce chemoterapie, v případě terapie zevním ozářením dva až tři měsíce od konce léčby (FNOL, 2015, Místní radiologické standardy – nukleární medicína).

Další kontraindikací je dekompenzovaný diabetes. Vzhledem k tomu, že vyšetření trvá cca 30 minut, nelze jej provést u pacientů, kteří nevydrží po tuto dobu ležet v jedné poloze. Další limitací je deformita nebo obezita, jenž mohou znemožňovat průchod těla skrze gantry (Tichý, 2009, s. 46-49).

1.2 Radiační ochrana a radiační zátěž

Systém radiační ochrany zahrnuje technická a organizační opatření, jež slouží k omezení ozáření fyzických osob a k ochraně životního prostředí (Glatzner, Polko, 2011, s. 7). Cílem radiační ochrany je snížení pravděpodobnosti stochastických účinků na dosažitelnou úroveň a vyloučení vzniku účinků deterministických (Konečný, 2007, s. 12).

1.2.1 Organizace a legislativa v radiační ochraně

Mezinárodní komise radiační ochrany, dále jen IRCP, je nezávislá organizace, která v roce 2007 publikovala Doporučení systému radiační ochrany č. 103. ICRP pomáhá také při prevenci rakoviny a dalších onemocnění spojených s expozicí ionizujícímu záření (IRCP).

MAAE je Mezinárodní agentura pro atomovou energii. MAAE spolupracuje se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost. Spolu se, mimo jiné, podílí na vytváření standardů a doporučení, které se týkají mírového využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Státní úřad pro jadernou bezpečnost).

Pro Českou republiku je vykonavatelem státního dozoru a správy při využívání jaderné energie a ionizujícího záření Státní úřad pro jadernou bezpečnost, dále jen SÚJB. SÚJB je přímo podřízen vládě a má samostatný rozpočet. Jeho působnost je dána zákonem o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) č. 18/1997 Sb., zákonem č. 19/1997 Sb. a zákonem č. 281/2002 Sb. Kontrolní činnost vykonávají kontrolní pracovníci – inspektoři jaderné bezpečnosti nebo radiační ochrany, jmenovaní předsedou SÚJB (Státní úřad pro jadernou bezpečnost).

Při Státním úřadu pro jadernou bezpečnost vznikl v roce 1995 Státní ústav radiační ochrany, v. v. i. (SÚRO), jehož působnost je stanovena jako odborná, metodická, vzdělávací, doškolovací a informační činnost, která souvisí s výkonem státní správy v ochraně před ionizujícím zářením pro území České republiky (Drábková, 2006, s. 38, 41).

Radiační ochraně se věnuje vyhláška č. 307/2002 Sb., která taktéž upravuje náležitosti, spojené s vykonáváním radiačních činností i podrobnosti ke klasifikaci zdrojů ionizujícího záření, kategorizaci pracovníků a kategorizaci pracovišť, na kterých se vykonávají radiační činnosti (Státní úřad pro jadernou bezpečnost, Vyhláška č. 307/2002 Sb.).

Lékařské ozáření, jímž se rozumí vystavení pacientů ionizujícímu záření v rámci diagnostiky a léčby, podléhá principu optimalizace a principu zdůvodnění. Profesionální ozáření se navíc řídí principem nepřekročení limitů (Hušák, 2009, s. 71, 63). Lékařským ozářením se zabývá vyhláška č. 410/2012 Sb., která upravuje pravidla ochrany zdraví osob před riziky, jež vyplývají z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením. Dále tato vyhláška upravuje pravidla a postupy při radiační ochraně osob při lékařském ozáření, jež nejsou upraveny Národními radiologickými standardy (Úplné znění, 2013, s. 163).

Ministerstvo zdravotnictví ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Českou společností nukleární medicíny, Radiologickou společností, Společností radiační onkologie, biologie a fyziky ČLS JEP a Českou společností fyziků v medicíně, o. s. vydává Národní radiologické standardy. Jedná se o soubor doporučení a návody pro tvorbu místních radiologických standardů pro pracoviště nukleární medicíny, radiodiagnostiky a radiační onkologie (Ministerstvo zdravotnictví, 2011, s. 99).

1.2.2 Principy radiační ochrany

Základními principy radiační ochrany jsou princip zdůvodnění, optimalizace, limitování a princip fyzické bezpečnosti zdrojů.

Princip zdůvodnění říká, že každá činnost vedoucí k ozáření, musí být vždy zdůvodněna dostatečným přínosem pro ozářeného jedince nebo společnost. Přínos by měl vyvážit případná rizika, která by mohla takovou činností vzniknout (Hušák, 2009, s. 63, Státní úřad pro jadernou bezpečnost).

Princip optimalizace je v angličtině nazýván jako princip ALARA („As Low As Reasonably Achievable“). Jedná se o princip radiační ochrany pro minimalizaci radiačních dávek. Podle tohoto principu je každá osoba, provádějící činnost vedoucí k ozáření, povinna dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby rizika spojená s ohrožením života, zdravím osob a životního prostředí byla tak nízká, jak je možné rozumně dosáhnout, a to s uvážením společenských a ekonomických hledisek.

Principem limitování se rozumí omezování ozáření osob tak, aby nebyly překročeny stanovené limity (Hušák, 2009, s. 63). Limit ozáření je kvantitativní ukazatel pro celkové ozáření osob, které plyne z radiačních činností. Překročení limitu není ve stanovených

případech přípustné. Limity lze rozdělit na limity obecné, limity pro radiační pracovníky a limity pro učně a studenty (viz. Tabulka č. 1). Dále na limity odvozené, autorizované a limity pro omezování ozáření ve zvláštních případech (Hušák, 2009, s. 43).

Odvozené limity pro zevní ozáření:

- pro osobní dávkový ekvivalent v hloubce 0,07 mm za kalendářní rok je hodnota limitu 500 mSv
- pro osobní dávkový ekvivalent v hloubce 10 mm za kalendářní rok je hodnota limitu 20 mSv

Odvozené limity pro vnitřní ozáření:

- při příjmu radionuklidu požitím platí limit $20 \text{ mSv}/h_{\text{ing}}^1$
- při příjmu radionuklidu vdechnutím platí limit $20 \text{ mSv}/h_{\text{inh}}^2$ (Hušák, 2009, s. 44-45).

¹ h_{ing} konverzní faktor pro požití

² h_{inh} konverzní faktor pro vdechnutí, oba faktory jsou stanoveny vyhláškou č. 307/2002 Sb. (Hušák, 2009, s. 45)

Tabulka č. 1: Přehled obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty.

Veličiny (v mSv)	Limity		
	Obecné	Pro radiační pracovníky	Pro učně a studenty
Efektivní dávka za rok	1	50 (20)	6
Efektivní dávka za 5 za sebou následujících let	5	100	-
Ekvivalentní dávka v oční čočce za rok	15	150	50
Průměrná ekvivalentní dávka v 1cm ² kůže za rok	50	500	150
Ekvivalentní dávka na ruce od prstů až po předloktí a na noze od chodidel až po kotníky za rok	-	500	150

(Hušák a kol., 2009, Radiační ochrana pro radiologické asistenty, s. 43)

Vzhledem k tomu, že lékařská ozáření nepodléhají principu limitování, byly pro účely posouzení optimalizace dávek ozařovaných osob zavedeny diagnostické referenční úrovně (DRÚ), které jsou stanoveny pro vybraná vyšetření vyhláškou č. 307/2002 Sb. (Státní úřad pro jadernou bezpečnost).

V principu fyzické bezpečnosti zdrojů jsou zahrnuta všechna opatření, jež jsou potřeba pro zabránění odcizení a přístupu nepovolaným osobám ke zdrojům ionizujícího záření. Dále se jedná o zabezpečení dobrého technického stavu zdrojů a technickou bezpečnost (Hušák, 2009, s. 64).

Pracoviště nukleární medicíny musí mít zaveden systém zabezpečování jakosti. Systém zabezpečování jakosti popisuje především využívání radiofarmak, jejich objednávky, přepravu, přejímání, skladování, kontrolu jejich kvalit a v neposlední řadě dodržování

směrných hodnot a volby optimálních aktivit radiofarmak, která jsou aplikována pacientům (Klener, 2000, s. 342). Směrné hodnoty, stanovené ve vyhlášce č. 307/2002 Sb., jsou nově zavedeným institutem, jenž by měl přispět k usměrňování lékařských expozičních (Státní ústav radiační ochrany, Radiační ochrana).

1.2.3 Biologické účinky ionizujícího záření

Podle vztahu biologického účinku a dávky lze rozlišit dva typy účinků – stochastické a deterministické.

Stochastické účinky jsou vyvolány změnami v genetické informaci buňky (mutacemi), které jsou způsobeny ozářením. Mohou se vyskytnout u ozářených jedinců náhodně, ale s určitou pravděpodobností, která roste s dávkou. Průběh a závažnost vzniklého onemocnění již na dávce závislé nejsou, z toho vyplývá, že účinky stochastické jsou bezprahové. Mezi stochastické účinky se řadí vznik zhoubných nádorů, genetické změny a mutace (Ullmann, 2002, Biologické účinky ionizujícího záření, Státní úřad pro jadernou bezpečnost).

Úbytek většího počtu buněk vyvolává účinky deterministické. Tyto účinky se vyskytují po překročení jisté prahové dávky, to znamená, že pokud je dávka nižší, deterministické účinky nejsou vyvolány. Deterministické účinky mají typický klinický obraz a se stoupající dávkou se zvyšuje intenzita jejich projevů (Ullmann, 2002, Radiační ochrana). Mezi deterministické účinky se řadí akutní nemoc z ozáření, akutní lokální poškození, katarakta oční čočky, poškození fertility, poškození embrya nebo plodu (Hušák, 2009, s. 36, 37).

1.2.4 Veličiny, jednotky, pojmy

Absorbovaná dávka D – patří mezi veličiny, které charakterizují účinky ionizujícího záření na látku. Je to poměr střední energie dE ionizujícího záření, sděleného malému objemovému elementu ozářené látky a hmotnosti tohoto elementu dm . Jednotkou absorbované dávky je gray (Gy).

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Ekvivalentní dávka H_T – součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} . Radiační váhový faktor w_R je bezrozměrný a je odvozen od relativní biologické účinnosti RBÚ, což je poměr dávek od dvou druhů záření, které jsou zapotřebí

pro vyvolání stejného biologického účinku. Střední absorbovaná dávka D_{TR} je absolutní dávka zprůměrovaná přes daný orgán nebo tkáň. Jednotkou ekvivalentní dávky je sievert (Sv).

$$H_T = w_R \cdot D_{TR}$$

Efektivní dávka E – součet součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentních dávek H_T . Podle efektivní dávky se posuzuje riziko stochastických účinků. Jednotkou efektivní dávky je sievert (Sv).

$$E = \sum w_T \cdot H_T$$

Tkáňový váhový faktor w_T – představuje rozdílnou relativní radiosenzitivitu různých orgánů a tkání vůči vzniku stochastických účinků. Příklady tkáňových váhových faktorů, které jsou dostupné ve vyhlášce č. 307/2002 Sb.: pro červenou kostní dřev a plíce $w_T = 0,12$, pro močový měchýř, jícn, játra a štítnou žlázu $w_T = 0,05$.

Dávkový ekvivalent H – součin absorbované dávky a bezrozměrného jakostního činitele Q , který vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Pro záření rentgenové, beta a gama se $Q = 1$.

$$H = D \cdot Q$$

Osobní dávkový ekvivalent H_p – dávkový ekvivalent, který je v daném místě pod povrchem těla v určité hloubce v měkké tkáni. Osobní dávkový ekvivalent se používá v osobní dozimetrii pracovníků.

Kolektivní efektivní dávka – součet efektivních dávek všech osob z určité skupiny populace.

Aktivita A – charakterizuje radionuklidový zdroj ionizujícího záření, je to počet radioaktivních přeměn (dN) v látce za časový interval (dt), jednotkou je becquerel (Bq)

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

Aktivita radionuklidu exponenciálně klesá s časem. A_0 je aktivita radionuklidu v čase, t je čas a λ je přeměnová konstanta radionuklidu.

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

(Ullmann, 2002, Biologické účinky ionizujícího záření, Hušák 2009, s. 13-22).

Index dávky CT CTDI – vyjadřuje dávku (v mGy), absorbovanou v ozářeném objemu při vyšetření jedné vrstvy (Votrubová et al., 2009, s. 51).

Fyzikální poločas rozpadu T_f – doba, která je potřebná k přeměně poloviny atomů daného radionuklidu. Tento pojem se používá pro charakteristiku rychlosti radioaktivní přeměny jádra.

Biologický poločas (T_b) – doba, během které se z organismu vyloučí polovina množství daného radionuklidu.

Efektivní poločas (T_{ef}) – doba, během které se sníží celková aktivita radionuklidu vpraveného do organismu na polovinu a to v důsledku radioaktivní přeměny a biologického vylučování (Navrátil, Rosina a kol., 2005, s. 336).

1.2.5 Radiační zátěž a radiační ochrana pacientů

Radiační zátěž pacientů při vyšetření PET/CT plyne z aplikovaného radiofarmaka a z rentgenového záření generovaného CT přístrojem. Celotělové snímání s aplikací FDG je doprovázeno výraznou dávkou záření, která by mohla zvýšit riziko rakoviny. Odhad dávky záření, která je spojena s tímto vyšetřením, závisí na typu použitého radiofarmaka, množství radioaktivity, fyziologii pacienta a na parametrech použitých pro CT snímání (Kaushik et al., 2013, 477).

Radiační zátěž z části PET, kdy je pacient vyšetřován pomocí radiofarmaka, se vyjadřuje efektivní dávkou a souborem středních absorbovaných dávek v orgánech a tkáních (viz. Tabulka č. 2). Dávka, která je absorbována v těle pacienta, závisí na fyzikálních aspektech radiofarmaka – poločasu přeměny, druhu záření, aplikované aktivitě a na kinetice a distribuci RF v těle pacienta (Klener, 2000, s. 333).

Tabulka č. 2: Příklad souboru typických absorbovaných dávek v orgánech a efektivních dávek při hybridním vyšetření PET/CT. Pomocí PET se vyšetřuje celé tělo, CT je zaměřeno na oblast břicha. V případě PET je výrazně nejvyšší dávka ve stěně močového měchýře, CT nejvíce zatěžuje játra, žaludek, ledviny, střevo aj. (jedná se o tzv. plnohodnotné vyšetření CT ve spojení PET)

Orgán	Absorbovaná dávka	
	CT břicha (mGy)	PET (mGy/400MBq)
Štítná žláza	0,5	4
Plíce	7,8	4
Prsa	11,6	2,72
Jícen	7,9	4,4
Játra	15,3	4,4
Žaludek	16,4	4,4
Ledviny	15,6	x
Střevo	16,1	5,2
Ovária	15	x
Testes	11,5	5,4
Močový měchýř	13,9	64
Povrchy kostí	15,6	4,4
Červená kostní dřeň	7,9	4,4
Kůže	3,8	3,2
Efektivní dávka	11,7	16,5

(Hušák a kol., 2009, Radiační ochrana pro radiologické asistenty, s. 79)

Podle studie, kterou vypracovali Kaushik A., Jaimini A. et al., je celková efektivní dávka (viz. Tabulka č. 3) při celotělovém vyšetření prováděném se standardním protokolem s aplikací FDG $14,4 \pm 0,8$ mSv pro ženy a $11,8 \pm 0,7$ mSv pro muže. Celková efektivní dávka při vyšetření mozku se standardním protokolem s aplikací FDG je pro ženy $6,5 \pm 0,8$ mSv a pro muže $5,1 \pm 0,7$ mSv (Kaushik et al., 2013, s. 480).

Tabulka č. 3: Efektivní dávky při vyšetření PET/CT

	Efektivní dávka (mSv)					
	CT		PET		Celková efektivní dávka	
	muži	ženy	muži	ženy	muži	ženy
Celotělové vyšetření	6,9	8,1	4,9	6,3	11,8 ± 0,7	14,4 ± 0,8
Vyšetření mozku	0,7	0,9	4,4	5,6	5,1 ± 0,7	6,5 ± 0,8

(Kaushik et al. 2013, s. 480)

Studie Brix G., et al., se zabývala sledováním pacientů, kteří podstoupili celotělové vyšetření PET/CT ve čtyřech německých nemocnicích s odlišným přístrojovým vybavením. Výsledkem byla hodnota efektivní dávky, pohybující se kolem 25 mSv (viz. Tabulka č. 4).

Efektivní dávka při nízkodávkovém CT vyšetření se ve zkoumaných nemocnicích pohybovala v rozmezí od 1,3 mSv do 4,5 mSv. Efektivní dávka se při plnohodnotném CT vyšetření s podáním kontrastní látky pohybovala v rozmezí 14,1 mSv do 18,6 mSv. Z části PET při aplikované aktivitě 370 MBq FDG byla efektivní dávka v rozmezí 5,7 mSv až 7 mSv (Brix et al., 2005, s. 608, 610).

Tabulka č. 4: Efektivní dávky ve zkoumaných německých nemocnicích při celotělovém vyšetření PET/CT

	Efektivní dávka při celotělovém vyšetření (mSv)
Nemocnice č. 1	26,4
Nemocnice č. 2	24,4
Nemocnice č. 3 – nízkodávkový protokol PET/CT	8,5
Nemocnice č. 3 – vysokodávkový protokol PET/CT	24,8
Nemocnice č. 4	23,7

(Brix et al., 2005, s. 610)

Z výše uvedených hodnot efektivních dávek vyplývá, že větší část radiační zátěže je z části CT, konkrétně z plnohodnotného diagnostického CT s podáním kontrastní látky.

Proto je snížení radiační zátěže směřováno především na CT. Toho lze docílit správně zvoleným režimem snímání, kdy záleží na tom, jestli je požadováno plnohodnotné vyšetření, nebo vyšetření nízkodávkové (Hušák, 2009, s. 101).

PET a plnohodnotné CT

- poskytuje plnohodnotnou diagnostickou informaci
- aplikace kontrastní látky intravenózně i per os
- využívá se např. u předoperačního TNM stagingu u kolorektálního karcinomu (Bělohávek, Fencel, 2004, s. 62).

PET a nízkodávkové CT

- snížení radiační zátěže redukcí napětí nebo proudu
- hodnoty proudu směřují až k hodnotám 20 mAs, pokud je to možné snižují se i hodnoty napětí na 100 kV nebo 80 kV
- využívá se u orgánů s nízkou absorpcí záření a současně velkým kontrastem oproti okolí, např. plíce, močové cesty (Votrubová, 2009, s. 26).

U části CT ovlivňují dávku tyto faktory:

- proud rentgenky – mezi dávkou a proudem rentgenky je lineární závislost
- doba rotace rentgenky – pokud se dvojnásobně prodlouží doba rotace, navýší se stejně i dávka
- součin mAs – pokud se tato veličina dvojnásobně navýší, zvýší se stejně i dávka
- napětí na rentgence – dávka exponenciálně roste se zvyšujícím se napětím (Hušák, 2009, s. 87, 88).

Aktivita radiofarmaka je volena tak, aby byla v souladu s vyhláškou č. 307/2002 Sb. Aktivita, splňující tento požadavek, se nazývá optimální. Faktory, ke kterým je třeba přihlížet při volbě této aktivity, jsou:

- typ použité aparatury, citlivost detektorů, prostorová rozlišovací schopnost
- délka vyšetření (pokud by doba vyšetření byla delší, mohla by být aplikována menší aktivita radiofarmaka)
- pacient - jeho hmotnost a jeho klinický stav (Klener, 2000, s. 335).

V praxi se k odhadu radiační zátěže z radiofarmak používají tabelované hodnoty dávek, které jsou vztaženy na jednotkovou aplikovanou aktivitu (v mGy/MBq) a hodnoty efektivních dávek, které jsou vztaženy na jednotkovou aplikovanou aktivitu (v mSv/MBq). Tyto hodnoty jsou vypočteny pro model referenčního člověka o hmotnosti 70 kg a dětí

ve věku 1, 5, 10 a 15 let. Každé pracoviště nukleární medicíny musí mít vypracovány místní radiologické standardy, ve kterých jsou místní diagnostické referenční úrovně vypočteny (Klener, 2000, s. 333).

Místní diagnostické referenční úrovně jsou stanoveny na základě středních dávek z jednotlivých pracovišť a vyšetřoven. Postup pro stanovení místních diagnostických referenčních úrovní je popsán v Národních radiologických standardech (Glatzner, Polko, 2011, s. 20). Příklady místních diagnostických referenčních úrovní (mDRÚ) na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici jsou znázorněny v Tabulce č. 5.

Tabulka č. 5: Vybrané místní diagnostické referenční úrovně

Vyšetření	Radiofarmakum	mDRÚ (MBq)
PET srdce	FDG	350
PET mozku	FDG	300
PET trupu	FDG	400

(Fakultní nemocnice Olomouc, Radiologické standardy)

U dětí a dospívajících je typická podávaná aktivita FDG 5 MBq/kg. Efektivní dávka podávané aktivity se pohybuje v rozsahu 5 mSv pro jednorozčného pacienta a 8,6 mSv pro patnáctiletého pacienta (viz. Tabulka č. 6). Orgán s nejvyšší radiační zátěží je močový měchýř. Poněkud menší aktivity mohou být použity pro PET mozku. Optimalizací podávané aktivity a zobrazovacího času by mělo být možné snížit efektivní dávku o 30 % nebo dokonce o 40 % (Gelfand, Lemon, 2007, s. 393-394).

Tabulka č. 6: Efektivní dávka u dětí při podání FDG

Stáří dítěte	1 rok	5 let	10 let	15 let
Odhadovaná hmotnost (kg)	10,2	18,5	32,4	55,5
Podaná aktivita v MBq (5,2 MBq/kg)	53	99	168	287
Stěna močového měchýře (mGy)	17	30	36	38,6
Efektivní dávka (mSv)	5	5,6	6,4	8,6

(Gelfand, Lemon, 2007, s. 393)

Ovlivněním biokinetiky radiofarmaka lze dosáhnout snížení absorbované dávky v těle pacienta. Aby došlo k rychlejšímu vyloučení radiofarmaka z těla, měl by být pacient dostatečně hydratován a vyzýván k častějšímu močení. To vede ke snížení absorbované dávky ve stěně močového měchýře na 30-60 %. Efektivní dávka klesá na 80 % původní hodnoty (Hušák, 2009, s. 101).

1.2.6 Radiační zátěž a radiační ochrana personálu

Pracovníci nukleární medicíny jsou vystaveni jak zevnímu, tak vnitřnímu ozáření. Zevní ozáření je způsobeno emisí z radionuklidových zdrojů – radiofarmak, a také z pacienta, kterému bylo radiofarmakum aplikováno. K vnitřnímu ozáření může dojít, pokud se do organismu pracovníka dostanou radioaktivní látky. Jednou z možností, které zapříčiňují vnitřní kontaminaci, je znečištění povrchů vyšetřoven a laboratoří radioaktivní látkou. Radioaktivní látky se mohou do organismu dostat jednak požitím, vdechnutím nebo proniknutím kůží nebo sliznicí (Hušák, 2009, s. 97-98, Klener, 2000, s. 324).

Osobní monitorování

Monitorování dávky je založeno hlavně na osobních dozimetrech, na kterých je vyhodnocován dávkový ekvivalent z vnějšího ozáření. Osobní dozimetr je u pracovníka připevněn na referenčním místě – přední levá strana hrudníku. V případě pracovníků, kteří jsou vystaveni vyšším expozicím (např. při manipulaci s radioaktivními látkami), je na místě používání prstového dozimetru, jenž je umístěn na ruce. Jednou za měsíc, nebo jednou za tři měsíce, je pak dozimetr vyměněn a odeslán k vyhodnocení oprávněnou dozimetrickou službou (Klener, 2000, s. 322).

Osobní dozimetry mohou být filmové, termoluminiscenční nebo elektronické. Filmový dozimetr je používán pro detekci záření beta, gama a záření rentgenového. Pracuje na principu působení ionizujícího záření na fotografický materiál, za vzniku latentního obrazu. Ten je pak zviditelněn vyvoláním. Optická hustota zčernání filmu je mírou celkového množství záření, kterým byl dozimetr ozářen. Hlavní výhodou filmových dozimetrů je nízká cena a vysoká citlivost. Nevýhody těchto dozimetrů spočívají především v malé přesnosti, malém měřicím rozsahu a delším vyhodnocování. Termoluminiscenční dozimetr (TLD) obsahuje vzorek přesného množství určité látky, která je ozářena. Poté je látka zahřáta na teploty 160-300°C a fotonásobičem je snímáno emitované světlo. Fotonásobič vydává v závislosti na teplotě TLD materiálu různě velký elektrický signál. Takto vznikne vyhřívací křivka. Její integrál (plocha nad křivkou) je úměrný dávce, kterou byl dozimetr ozářen. Výhodou tohoto typu dozimetru je velký měřicí obsah, rychlé vyhodnocování a také malé rozměry. Jednou z nevýhod je nákladné vyhodnocovací zařízení. Elektronický dozimetr funguje na principu převodu části absorbované energie na elektrické proudy nebo impulsy. Impulsy nebo proudy se zesilují a následně vyhodnotí v elektronické aparatuře (Ullmann, 2002, Detekce a spektrometrie ionizujícího záření).

Monitorování vnitřní kontaminace je prováděno přímým a nepřímým měřením. Přímé

měření je založeno na detekci gama záření emitovaného radionuklidem. Nejpřesnější měření aktivity radionuklidu se provádí pomocí celotělového počítače. Jedná se o spektrometr záření gama s polovodičovými nebo scintilačními detektory, pomocí kterých lze měřit gama záření nebo charakteristické rentgenové záření. Vzhledem k tomu, že při vnitřní kontaminaci jsou měřeny převážně nízké aktivity, je nutno detektory odstínit. Nepřímé měření je založeno na stanovení aktivity radionuklidů, které byly vyloučeny močí nebo stolicí. Další možností jak provést odhad vnitřní kontaminace, jsou údaje z měření aktivity radionuklidů v pracovním prostředí, např. z měření objemové aktivity vzduchu (Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2005, Radiační ochrana).

Monitorování pracoviště

Monitorování pracoviště se provádí na všech pracovištích, na kterých je vymezeno sledované a kontrolované pásmo (Hušák, 2009, a. 53).

„Kontrolované pásmo se vymezuje všude tam, kde by efektivní dávka mohla být vyšší než 6 mSv ročně nebo kde by ekvivalentní dávka mohla být vyšší než tři desetiny limitu ozáření pro oční čočku, kůži a končetiny stanoveného v § 20 odst. 1 písm. c) až e). Sledované pásmo se vymezuje všude tam, kde se očekává, že efektivní dávka by mohla být vyšší než 1 mSv ročně nebo ekvivalentní dávka by mohla být vyšší než jedna desetina limitu ozáření pro oční čočku, kůži a končetiny stanoveného v § 20 odst. 1 písm. c) až e).“ (Státní úřad pro jadernou bezpečnost, Vyhláška č. 307/2012 Sb., s. 25).

Do kontrolovaného pásma je zařazena ambulantní, laboratorní a lůžková část a také vymírací místnost, která slouží ke skladování radioaktivních odpadů určených k likvidaci (Klener, 2000, s. 321).

Při monitorování pracoviště se měří, sledují, zaznamenávají a hodnotí veličiny jako je dávkový příkon, příkon dávkového ekvivalentu, radioaktivní kontaminace povrchů a objemová aktivita radionuklidů ve vzduchu. Měření se provádí ve všech místnostech, ve kterých dochází k práci se zdroji ionizujícího záření a také v místnostech sousedních. Program monitorování musí být vypracován každé pracoviště, využívající zdroje ionizujícího záření (Hušák, 2009, s. 55).

Povrchová kontaminace znamená možnou přítomnost radioaktivní látky na povrchu pracovních ploch, pracovních oděvů, pomůcek a na povrchu těla pracovníků. Měřenou veličinou je plošná aktivita. Měření povrchové kontaminace zářiči beta a gama se provádí dvěma metodami – přímou a nepřímou. Přímá metoda využívá k měření přenosné měřicí přístroje, které jsou vybaveny Geiger-Müllerovým počítačem nebo proporcionálním

detektorem a umožňují tak zjistit povrchovou kontaminaci přímo v Bq/cm². Nepřímá metoda se používá pouze tehdy, pokud nelze využít metodu přímou. V případě nepřímé metody se pomocí vhodného materiálu (filtrační papír, buničitá vata), který je zvlhčený (lihem, vodou), otře určitá plocha. Stěr je pak vložen do vhodné nádoby a změří se ve studnovém scintilačním detektoru. Plošná aktivita je pak stanovena výpočtem. Z uvedeného vyplývá, že nevýhodou této metody je její časová náročnost (Klener, 2000, s. 323-325).

Pro účely regulace a vyhodnocování expozic jsou stanoveny nejvyšší přípustné dávky – limity (viz. Tabulka č. 1). Při jednom vyšetření PET, kdy je pacientovi aplikováno 400 MBq radiofarmaka ¹⁸F-FDG, je efektivní dávka pro pracovníky nukleární medicíny – radiologické asistenty a sestry 5-8 μSv (Hušák, 2009, s. 98).

Ptáček J. a Koranda P. předložili studii o efektivních a ekvivalentních ročních dávkách lékařů, radiologických asistentů a farmaceutických laborantů, pracujících na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc. Studie byla provedena v časovém období 2002-2011. Práce farmaceutického laboranta spočívá v přípravě radiofarmaka pro následnou aplikaci. Aplikaci radiofarmaka provádí lékař. Radiologičtí asistenti připravují pacienta k aplikaci radiofarmaka, doprovázejí jej do kabinky, pokládají jej na vyšetřovací lůžko a provádějí samotné vyšetření (Ptáček, Koranda, 2012). Výsledky hodnot průměrných ročních efektivních dávek jednotlivých profesních skupin a počty osob v jednotlivých skupinách jsou uvedeny v Tabulkách č. 7, č. 8 a č. 9.

Tabulka č. 7: Průměrné roční efektivní dávky radiologických asistentů Kliniky nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc a počet radiologických asistentů v daném roce

rok	průměrná efektivní dávka (mSv)	počet asistentů
2002	2,15	13
2003	2,22	11
2004	2,36	11
2005	2,97	9
2006	2,05	14
2007	2,98	13
2008	3,00	13
2009	2,62	13
2010	2,33	13
2011	2,46	12

(Ptáček, Koranda, 2012)

Tabulka č. 8: Průměrné roční efektivní dávky lékařů Kliniky nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc a počet lékařů v daném roce

rok	průměrná efektivní dávka (mSv)	počet lékařů
2002	1,65	7
2003	1,01	7
2004	1,15	7
2005	1,12	7
2006	1,25	10
2007	2,19	10
2008	2,22	9
2009	1,96	9
2010	1,39	9
2011	1,1	10

(Ptáček, Koranda, 2012)

Tabulka č. 9: Průměrné roční efektivní dávky farmaceutických laborantů Kliniky nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc a počet farmaceutických laborantů v daném roce

rok	průměrná efektivní dávka (mSv)	počet farmaceutických laborantů
2002	2,29	2
2003	1,14	2
2004	1,29	2
2005	1,62	2
2006	1,08	4
2007	2,09	4
2008	1,82	4
2009	1,11	4
2010	1,17	4
2011	1,44	3,5

(Ptáček, Koranda, 2012)

Kumar S., et al., zkoumali roční efektivní dávky radiologických asistentů a lékařů, kteří pracují v PET/CT centru v Indii. Průměrná aplikovaná aktivita dospělému pacientovi byla 308,5 MBq FDG. Roční efektivní dávka byla 2,5 mSv pro lékaře a 0,7 mSv pro radiologické asistenty (Kumar et al., 2012, s. 291-295).

Studie, která byla provedena na oddělení PET/CT v Řecku Dalianisem K., et al., zjišťovala radiační dávky za 160 pracovních dnů u dvou zdravotních sester, dvou lékařů a dvou radiologických asistentů. Zdravotní sestry dávají pacientům instrukce a připravují radiofarmaka k aplikaci. Radiofarmakum aplikuje pacientovi lékař. Radiologičtí asistenti

doprovázejí pacienta do vyšetřovací místnosti, pokládají pacienta na vyšetřovací lůžko a pomáhají mu z něj také vstát. Měření bylo provedeno pomocí digitálních detektorů, TLD dozimetřů a TLD prstových dozimetřů (Dalianis et al., 2006, s. 549). Celotělové dávky a dávky na ruku jsou znázorněny v Tabulce č. 10.

Tabulka č. 10: Celotělové dávky a dávky na ruku na oddělení PET/CT v Řecku

	celotělová dávka (mSv)	dávka na ruku (mSv)
Sestra č. 1	1,6	2,1
Sestra č. 2	1,9	2,4
Lékař č. 1	1,45	1,7
Lékař č. 2	1,67	1,55
Radiologický asistent č. 1	0,7	X
Radiologický asistent č. 2	0,64	X

(Dalianis K., et al., 2006, s. 549-550)

Guillet B., et al., zkoumali efektivní dávky, jež obdrželi radiologičtí asistenti. Údaje byly publikovány v jejich studii. Celotělová dávka se pohybovala v rozmezí $2,98 \pm 1,8 \mu\text{Sv}$ při aktivitě radiofarmaka $294 \pm 78 \text{ MBq}$. Dávka na prstech ruky během přípravy radiofarmaka do jednotlivých injekčních stříkaček byla $127,3 \pm 76$ a $55,9 \pm 47 \mu\text{Sv}$ při aktivitě radiofarmaka $302 \pm 43 \text{ MBq}$ (Guillet et al., 2005, s. 175).

Leide-Svegborn S. ve své studii předložil údaje o měření dávky na prstech rukou u čtyř biomedicínských techniků, kteří pracovali s $^{18}\text{F-FDG}$. Práce techniků spočívala v přípravě radiofarmaka do injekčních stříkaček, intravenózní aplikaci radiofarmaka pacientovi a v manipulaci s odpadem. Prsty, které obdržely největší dávku, byly palec a ukazováček dominantní ruky. Dávky byly následující: $1,8 \pm 0,4 \mu\text{Gy MBq}^{-1}$, $2,7 \mu\text{Gy MBq}^{-1}$, $2,9 \pm 1,4 \mu\text{Gy MBq}^{-1}$, $3,0 \pm 1,7 \mu\text{Gy MBq}^{-1}$ (Leide-Svegborn, 2010, s. 211).

Základními a zároveň nejúčinnějšími způsoby radiační ochrany pracovníků nukleární medicíny jsou ochrana časem, vzdáleností a stíněním. Ochrana časem znamená snížení času, potřebného pro práci se zářičem nebo při umístění pacienta pod detektor přístroje. Přípravou pracoviště, všech potřebných pomůcek a dobrou organizací práce je možné zajistit co nejkratší dobu pobytu u zdrojů záření. Pokud to lze, je doporučeno častější střídání pracovníků. Ochrana vzdáleností zahrnuje především používání ochranných pomůcek, jako jsou pinzety s dlouhými rukojeťmi, manipulátory, chemické kleště, stínící krytku na injekční

stříkačku a kontejner pro přepravu radiofarmaka (viz. Příloha č. 4). Ochrana časem a vzdáleností závisí na klinickém stavu pacienta. Ochrana stíněním je realizována tak, že mezi zdroj záření a pracovníka je umístěna stínící stěna s pozorovacím oknem z Pb skla, která zeslabí svazek záření a sníží tak dávku. Mezi nejčastější stínící materiály pro rentgenové a gama záření tedy patří olovo, ocel a případně wolfram (Klener, 2000, s. 332, Hušák, 2009, s. 97).

2 Praktická část

Analýza příčin opakování při vyšetření PET/CT

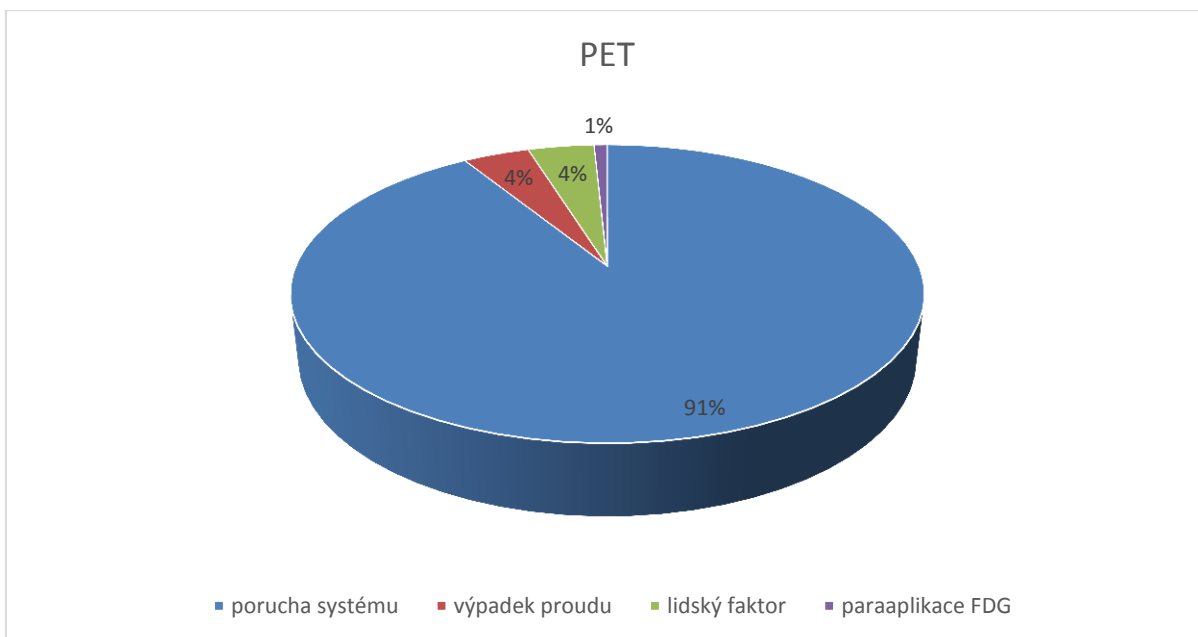
Zkoumané příčiny opakování při vyšetření PET/CT na klinice Nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc jsou z časového období 2006-2014. Nejprve byla data zpracována do tabulky v programu Microsoft Excel (viz příloha č. 5 a č. 6).

Příčin opakování, za zvolené časové období, bylo celkem 321. Počet příčin opakování byl v jednotlivých letech různý (viz. Tabulka č. 11). Část CT tvoří 197 příčin opakování (61 %), část PET tvoří 124 příčin opakování (39 %), z čehož vyplývá, že větší podíl na opakování tohoto vyšetření má CT.

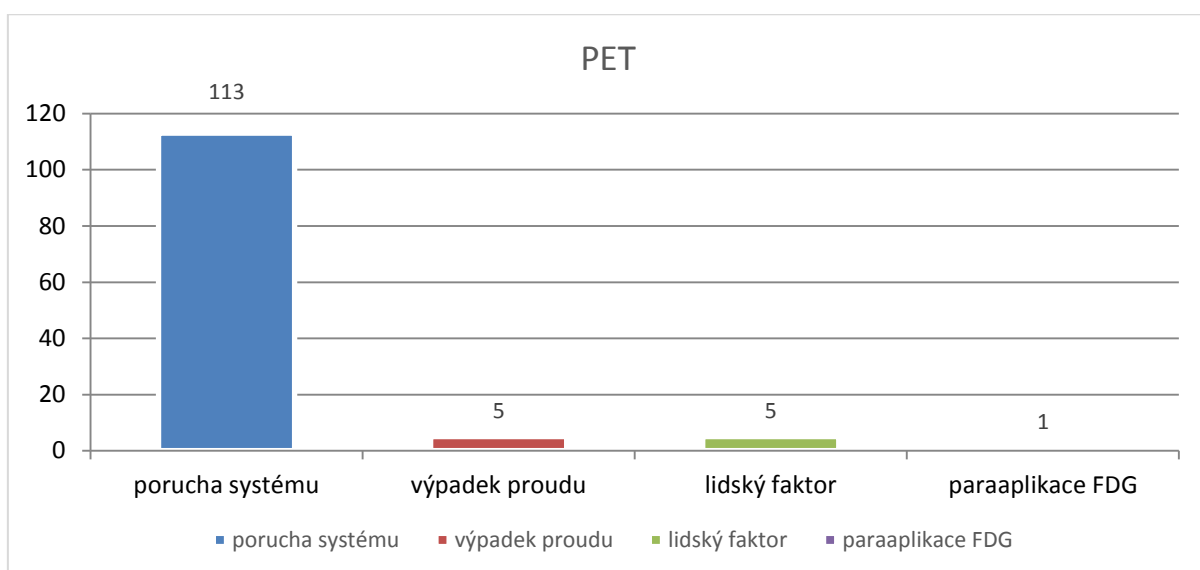
Tabulka č. 11: Počet příčin opakování vyšetření PET/CT v jednotlivých letech

Rok	počet příčin opakování
2006	11
2007	15
2008	13
2009	59
2010	21
2011	59
2012	66
2013	68
2014	9

Příčiny opakování části PET jsou graficky znázorněny na Obrázku č. 4. Nejčastější příčinou opakování je porucha systému (91 %). Dále se na celkovém součtu podílejí příčiny výpadek proudu (4 %) a lidský faktor (4 %). Nejmenší zastoupení má příčina paraaplikace FDG (1 %).

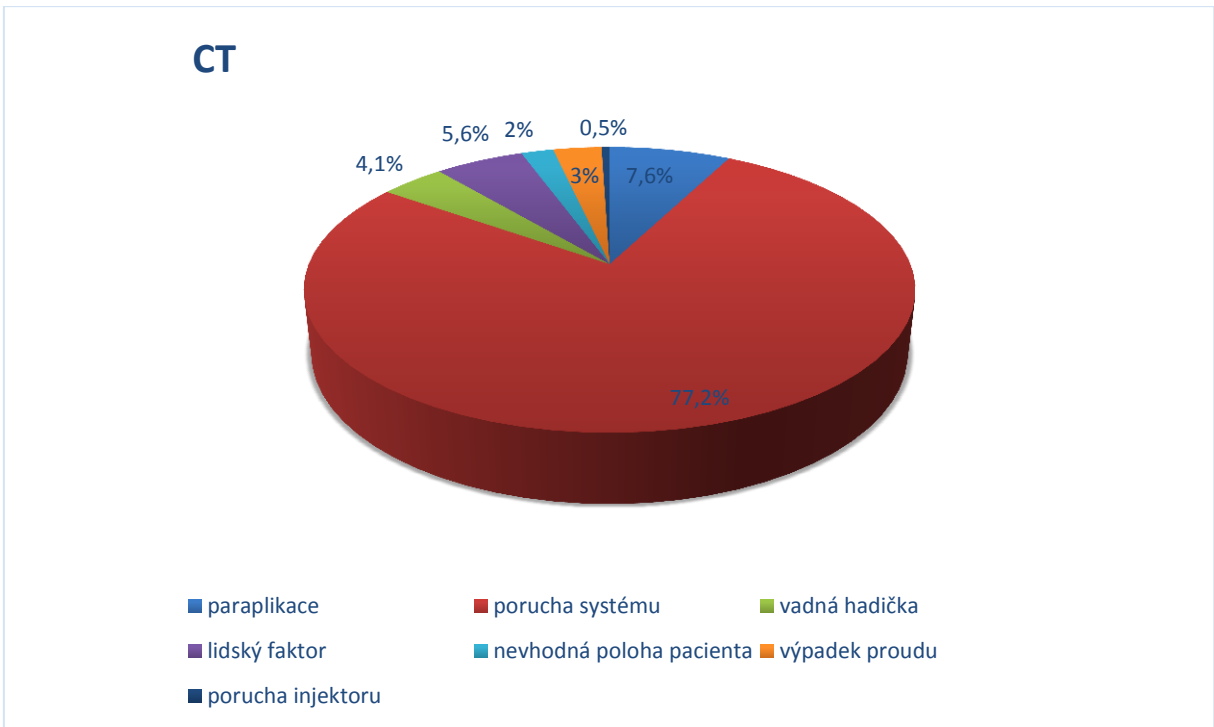


Obrázek č. 4: Příčiny opakování PET v procentech

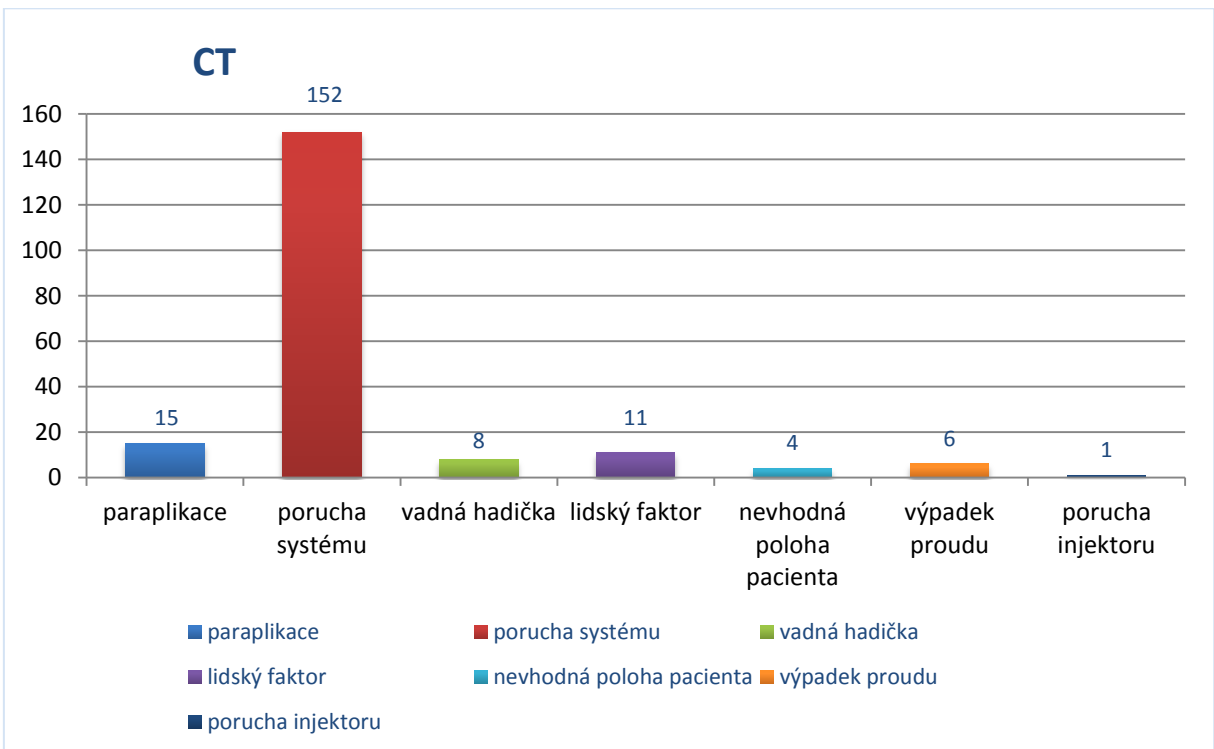


Obrázek č. 5: Příčiny opakování PET – hodnoty příčin opakování

Příčiny opakování vyšetření části CT jsou graficky znázorněny na obrázku č. 6. Nejčastější příčinou opakování vyšetření je i v tomto případě porucha systému a tvoří tak 77 % z celkového součtu příčin opakování. Dále jsou zastoupeny příčiny paraaplikace kontrastní látky (8 %) a lidský faktor (6 %). Menším dílem přispívají příčiny: výpadek proudu (3 %), vadná hadička (4 %) a nevhodná poloha pacienta (2 %). Příčina opakování porucha injektoru se podílí méně než jedním procentem.



Obrázek č. 6: Příčiny opakování CT v procentech



Obrázek č. 7: Příčiny opakování CT – hodnoty příčin opakování

Při opakování vyšetření je vždy nutné poskytnout co nejlepší diagnostickou informaci pro hodnotící lékaře. U opakování vyšetření je důležitou informací kolik dat se při přerušení zachovalo a jak moc byla změněna poloha vyšetřované oblasti. Ve většině situací při poruše CT je nutné opakovat plnohodnotné CT vyšetření, ale v případech, kdy se zachovala alespoň část dat, je možné vyšetření pouze dokončit. Někdy lze použít také již naskenovaná data z přechozích vyšetření, která byla provedena v krátkém časovém odstupu před vyšetřením PET/CT. Příkladem může být PET mozku, kdy je možno použít i fúzi obrazů PET a magnetické rezonance. Při poruše PET lze opakovat pouze atenuační CT, které je potřebné pro korekci na zeslabení záření.

Lze tedy říci, že větší část radiační zátěže tvoří opakování plnohodnotného CT, které je ve většině případů nutné při opakování vyšetření PET/CT z důvodu poruchy CT.

ZÁVĚR

V úvodu přehledové bakalářské práce byly stanoveny cíle, zaměřené na dohledání a shrnutí poznatků o vyšetřovací metodě PET/CT, radiační zátěži pacientů a personálu při tomto vyšetření a předložit informace o problematice, týkající se radiační zátěže obou skupin.

Prvním cílem bylo zjednodušenou formou předložit dohledané poznatky o vyšetřovací metodě PET/CT.

PET/CT je hybridní zobrazovací metoda, která propojuje dva sobě blízké obory – radiodiagnostiku a nukleární medicínu. Rozdíl mezi nimi tvoří zdroj a detekce záření. Tato zobrazovací metoda byla popsána z hlediska fyzikálních principů, provedení vyšetření, přípravy pacienta, indikací a kontraindikací.

Jádro práce tvoří kapitola 1.2, věnovaná druhému a třetímu cíli - dohledání a předložení poznatků o radiační zátěži pacientů a personálu, která je s vyšetřením PET/CT spojena a objasnit problematiku radiační zátěže u obou skupin. V rámci problematiky radiační zátěže byly prozkoumány příčiny opakování vyšetření PET/CT, které jsou podrobněji rozebrány v praktické části této bakalářské práce.

Pro pracovníky představuje radiační zátěž pouze kontakt s pacientem, jemuž bylo aplikováno radiofarmakum. Radiační zátěž pro pacienty představuje CT i PET, větší měrou však plnohodnotné CT. Dlouhodobou optimalizací je možné dosáhnout minimálních aplikovaných aktivit radiofarmaka a snížení radiačních dávek z CT. Důvody jako je porucha přístroje či výpadek elektřiny však ovlivnit nelze. Při přerušení snímání v režimu PET lze opakovat pouze atenuační CT, při poruše CT akvizice je ale nutné ve většině případů opakovat plnohodnotné CT.

Pouze správnou údržbou přístroje a jeho součástí s podílem profesionality a vzdělanosti personálu je možné minimalizovat zbytečné opakování CT akvizice nebo dokonce celého vyšetření. Složitost hybridního zobrazovacího přístroje PET/CT však zvyšuje jeho možnou poruchovost, která ovlivnit nelze. Správné a kvalitní provedení vyšetření a perfektní nastavení přístroje jsou však možnostmi, jak radiační zátěž u pacientů snížit.

POUŽITÁ LITERATURA

BĚLOHLÁVEK O. a kol., *Atlas pozitronové emisní tomografie*, 2. vydání, Praha, 2004. s. 10
ISBN 80-902873-8-7

BĚLOHLÁVEK O., [online]. 2010-2014, [cit. 2015-03-08]. Dostupné z:
<http://www.csnm.cz/article/show/aboutDomain/pet-ct-need>

BĚLOHLÁVEK O., FENCL PAVEL, Hybridní zobrazování výpočetní a pozitronovou emisní tomografií, *Medicína pro praxi*, 2 [online]. 2004, s. 62-63 [cit. 2015-03-25]. ISSN 1803-5310.
Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2004/02/09.pdf>

BRIX, G., LEHEL, U., GLATTING, G., ZIEGLER, S., MÜNZING, W., MÜLLER, S., BEYER, T. Radiation Exposure of Patients Undergoing Whole-Body Dual-Modality ¹⁸F-FDG PET/CT Examinations. *The Journal of Nuclear Medicine* [online]. 2005, vol. 46, s. 608-610 [cit. 2015-04-20]. Dostupné z:
<http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=41794168-f829-4b59-9112-6a7f6b7f2d6c%40sessionmgr4004&vid=3&hid=4204>

DALIANIS, K., J. MALAMITSI, L. GOGOU, M. PAGOU, R. EFTHIMIADOU, J. ANDREOU, A. LOUIZÍ a E. GEORGIU. Dosimetric evaluation of the staff working in a PET/CT department. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* [online]. 2006, vol. 569, issue 2, s. 549-550 [cit. 2015-04-20]. DOI: 10.1016/j.nima.2006.08.140. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168900206015324>

DRÁBKOVÁ A., *Historie radiační ochrany v ČR*, Státní úřad radiační ochrany, Praha [online]. 2006, s. 9, 38-41 [cit. 2015-03-06]. ISBN: 80-239-6594-8. Dostupné z:
<https://www.suro.cz/cz/publikace/zpravy-o-cinnosti-suro/historie-radiacni-ochrany-v-cr/view?searchterm=historie+radia%C4%8Dn%C3%AD+ochrany+v+%C4%8Dr>

FAKULTNÍ NEMOCNICE OLOMOUC, *Místní radiologické standardy*

GLATZNER M., POLKO V., *Radiační ochrana*, ORF MOÚ [online]. 2011, s. 7, 20 [cit. 2015-04-04]. Dostupné z: <https://www.mou.cz/prednaska-radiacni-ochrana-m-glatzner-v.../f1132>

GELFAND, Michael J. a Lisa C. LEMEN. PET/CT and SPECT/CT Dosimetry in Children: The Challenge to the Pediatric Imager. *Seminars in Nuclear Medicine* [online]. 2007, vol. 37, issue 5, s. 393-394 [cit. 2015-04-14]. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2007.05.002. Dostupné z: [http://www.seminarsinnuclearmedicine.com/article/S0001-2998\(07\)00068-2/pdf](http://www.seminarsinnuclearmedicine.com/article/S0001-2998(07)00068-2/pdf)

GUILLET, B., et al., Technologist Radiation Exposure in Routine Clinical Practise with ^{18}F -FDG PET. *The Journal of Nuclear Medicine Technology*. 33. [online]. 2005, s. 175-176 [cit. 2015-04-19]. Dostupné z: <http://www.researchgate.net>

HUŠÁK V. a kol., *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*, 1. vydání, Olomouc, 2009, s. 13-101. ISBN 978-80-244-2350-0

HUŠÁK V., MYSLIVEČEK M., KORANDA P., KAMÍNEK M., *Výukový program: Zobrazovací metody v nukleární medicíně* [online]. [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/podrobny-obsah-webovych-stranek-projektu-frvs-20522007/>

KAMÍNEK M., MYSLIVEČEK M., KORANDA P., *Hybridní pozitronová a výpočetní tomografie (PET/CT)* [online]. [cit. 2015-04-01]. Dostupné z: <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/hybridni-pozitronova-a-vypocetni-tomografie-petct/>

<http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/fyzikalni-zaklady/>

KAUSHIK Aruna, DWARAKANATH, BilikereS, TRIPATHI Madhavi, SHARMA Rajnish, MISHRA AnilK, MONDAL Anupam, JAIMINI Abhinav a D'SOUZA Maria. Estimation of patient dose in ^{18}F -FDG and ^{18}F -FDOPA PET/CT examinations. *Journal of Cancer Research and Therapeutics* [online]. 2013, vol. 9, issue 3, s. 477-480 [cit. 2015-04-21]. DOI: 10.4103/0973-1482.119354. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=97414132&lang=cs&site=ehost-live>

KONEČNÝ J., *Radiační ochrana I.*, České Budějovice [online]. 2007, s. 12 [cit. 2015-03-08]. Dostupné z: http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvatelestva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-obyvatelestva-se-zamerenim-na-cbrne-aplikovana-radiobiologie-a-toxikologie-krizova-radiobiologie-a-toxikologie/radiacni-ochrana-i.doc/view

KRAUS I., První století rentgenových paprsků, *Vesmír*, 74, 504 [online]. 1995 [cit. 2015-04-05]. ISSN 1214-4029. Dostupné z: <http://casopis.vesmir.cz/clanek/prvni-stoleti-rentgenovych-paprsku>

KLENER V. a kol., *Principy a praxe radiační ochrany*, Azin CZ, Praha, 2000, s. 321-342. ISBN 80-238-3703-6

KUMAR, Sunil, Anil Kumar PANDEY, Punit SHARMA, Shamim Ahmed SHAMIM, Arun MALHOTRA a Rakesh KUMAR. Instantaneous exposure to nuclear medicine staff involved in PET-CT imaging in developing countries: experience from a tertiary care centre in India. *Japanese Journal of Radiology* [online]. 2012, vol. 30, issue 4, s. 291-295 [cit. 2015-04-29]. DOI: 10.1007/s11604-011-0045-4. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11604-011-0045-4>

LEIDE-SVEGBORN, S. Radiation exposure of patients and personnel from a PET/CT procedure with 18F-FDG. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. 2010, vol. 139, 1-3, s. 211. [cit. 2015-04-27]. DOI: 10.1093/rpd/ncq026. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mdc&AN=20167792&lang=cs&site=ehost-live>

MEZINÁRODNÍ AGENTURA PRO ATOMOVOU ENERGII. [online]. [cit. 2015-04-04]. Dostupné z: <http://www.icrp.org/>

MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČESKÉ REPUBLIKY, *Věstník, částka 9* [online]. 2011, s. 99. [cit. 2015-04-05]. Dostupné z: http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c9/2011_5340_2162_11.html

MYSLIVEČEK M., KAMÍNEK M., KORANDA P., HUŠÁK V., *Nukleární medicína – 1. díl*, 1. vydání, Olomouc, 2007, s. 42, 42. ISBN 978-80-244-1723-3

NAVRÁTIL L., ROSINA J. a kol., *Medicínská biofyzika*, 1. vydání, Praha, 2005, s. 308-336. ISBN 80-247-1152-4

PTÁČEK J., KORANDA P., A 10-year retrospective study of radiation exposure of the staff at nuclear medicine department, *International Conference on Radiation Protection: Setting the Scene for the Next Decade*, 3. – 7. 12. 2012, Bonn, Germany (article)

STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST [online]. [cit. 2015-03-20]. Dostupné z:

Vyhláška č. 307/2002 Sb. Dostupné z:

https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/vyhlasky/307_po_novele.pdf

<https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/strucny-prehled-biologickych-ucinku-zareni/>

https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/Zabezpeceni_os_monit_pri_ozareni.pdf

<https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pokroky-v-zajisteni-radiacni-ochrany/>

<https://www.sujb.cz/mezinarodni-spoluprace/mnohostranna-spoluprace/spoluprace-s-maae/>

STÁTNÍ ÚŘAD PRO KONTROLU LÉČIV, Příbalová informace: Informace pro uživatele 2-¹⁸F-FDG [online]. [cit. 2015-02-12]. Dostupné z: <http://www.sukl.cz/download/pil/PI3142.pdf>

STÁTNÍ ÚSTAV RADIČNÍ OCHRANY, *Radiační ochrana*. [online]. [cit. 2015-04-03]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana>

SÚKUPOVÁ L., Transmisní a emisní metody zobrazování, [online]. 2013-2014 [cit. 2015-03-06]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/transmisni-a-emisni-metody-zobrazeni/>

TICHÝ L., Vyšetřovací metoda – PET/CT, *Medicína pro praxi*, 1 [online]. 2009, s. 46-49. [cit. 2015-03-15]. ISSN 1803-5310. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2009/01/11.pdf>

ULLMANN V., *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření*, Ostrava, 2002. Elektronická forma. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.sweb.cz/>

ÚPLNÉ ZNĚNÍ 961, *Zdravotní služby*, Ostrava, 2013, s. 163. ISBN 978-80-7208-986-4

VOTRUBOVÁ J., et al., *Klinické PET a PET/CT*, 1. vydání, Praha: Galén, 2009, s. 13-51.
ISBN 978-80-7262-619-9

VOTRUBOVÁ J., BĚLOHLÁVEK O., PET/CT v klinické praxi, *Interní medicína*, 6 [online].
2005, s. 303-304. [cit. 2015-04-05]. ISSN 1803-5256. Dostupné z:
<http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2005/06/07.pdf>

Seznam zkratek

A	aktivita
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
Bq	becquerel
CT	výpočetní tomografie
CTDI	index dávky CT
D	absorbovaná dávka
D_{TR}	střední absorbovaná dávka
PET	pozitronová emisní tomografie
E	efektivní dávka
FDG	fluorodeoxyglukosa
FLT	fluorothymidin
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
Gy	gray
PET/CT	Hybridní pozitronová a výpočetní tomografie
HU	Hounsfieldovy jednotky
GSO	gadolinium oxyorthosilikát
h_{ing}	konverzní faktor pro požití
h_{inh}	konverzní faktor pro vdechnutí
H_T	ekvivalentní dávka
ICRP	International commission on radiological protection
LSO	lutecium oxyorthosilikát
MAAE	Mezinárodní agentura pro atomovou energii

MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
mAs	miliampér-sekunda
MBq	megabecquerel
mGy	miligray
mDRÚ	místní diagnostické referenční úrovně
mSv	milisievert
NM	nukleární medicína
Pb	plumbum (olovo)
Rb	rubidium
RBÚ	relativní biologická účinnost
RF	radiofarmakum
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
T_b	biologický poločas rozpadu
T_{ef}	efektivní poločas rozpad
T_f	fyzikální poločas rozpadu
TLD	termoluminiscenční dozimetr
W_R	radiační váhový faktor
W_T	tkáňový váhový faktor

Seznam obrázků

Obrázek č. 1:	Přístroj PET/CT na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc.....	9
Obrázek č. 2:	Zobrazení metastázy do skeletu.....	14
Obrázek č. 3:	Zobrazení karcinomu plic metastazujícího do skeletu.....	15

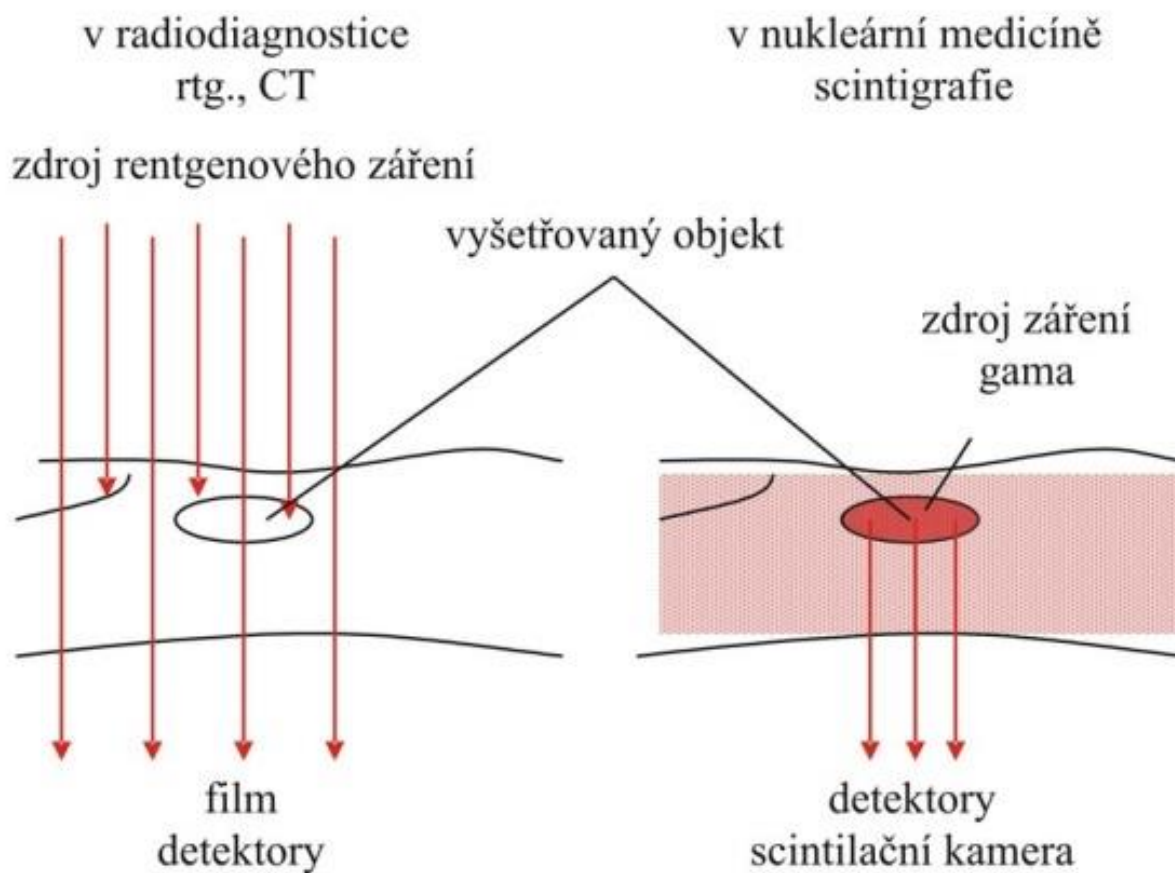
Seznam tabulek

Tabulka č. 1:	Přehled obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty.....	19
Tabulka č. 2:	Příklad souboru typických absorbovaných dávek v orgánech a efektivních dávek při hybridním vyšetření PET/CT.....	23
Tabulka č. 3:	Efektivní dávky při vyšetření PET/CT.....	24
Tabulka č. 4:	Efektivní dávky ve zkoumaných německých nemocnicích při celotělovém vyšetření PET/CT.....	24
Tabulka č. 5:	Vybrané místní diagnostické referenční úrovně.....	26
Tabulka č. 6:	Efektivní dávka u dětí při podání FDG.....	26
Tabulka č. 7:	Průměrné roční efektivní dávky radiologických asistentů Kliniky nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc a počet radiologických asistentů v daném roce.....	29
Tabulka č. 8:	Průměrné roční efektivní dávky lékařů Kliniky nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc a počet lékařů v daném roce.....	30
Tabulka č. 9:	Průměrné roční efektivní dávky farmaceutických laborantů Kliniky nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc a počet farmaceutických laborantů v daném roce.....	30
Tabulka č. 10:	Celotělové dávky a dávky na ruku na oddělení PET/CT v Řecku.....	31
Tabulka č. 11:	Počet příčin opakování vyšetření PET/CT v jednotlivých letech.....	33

Seznam příloh

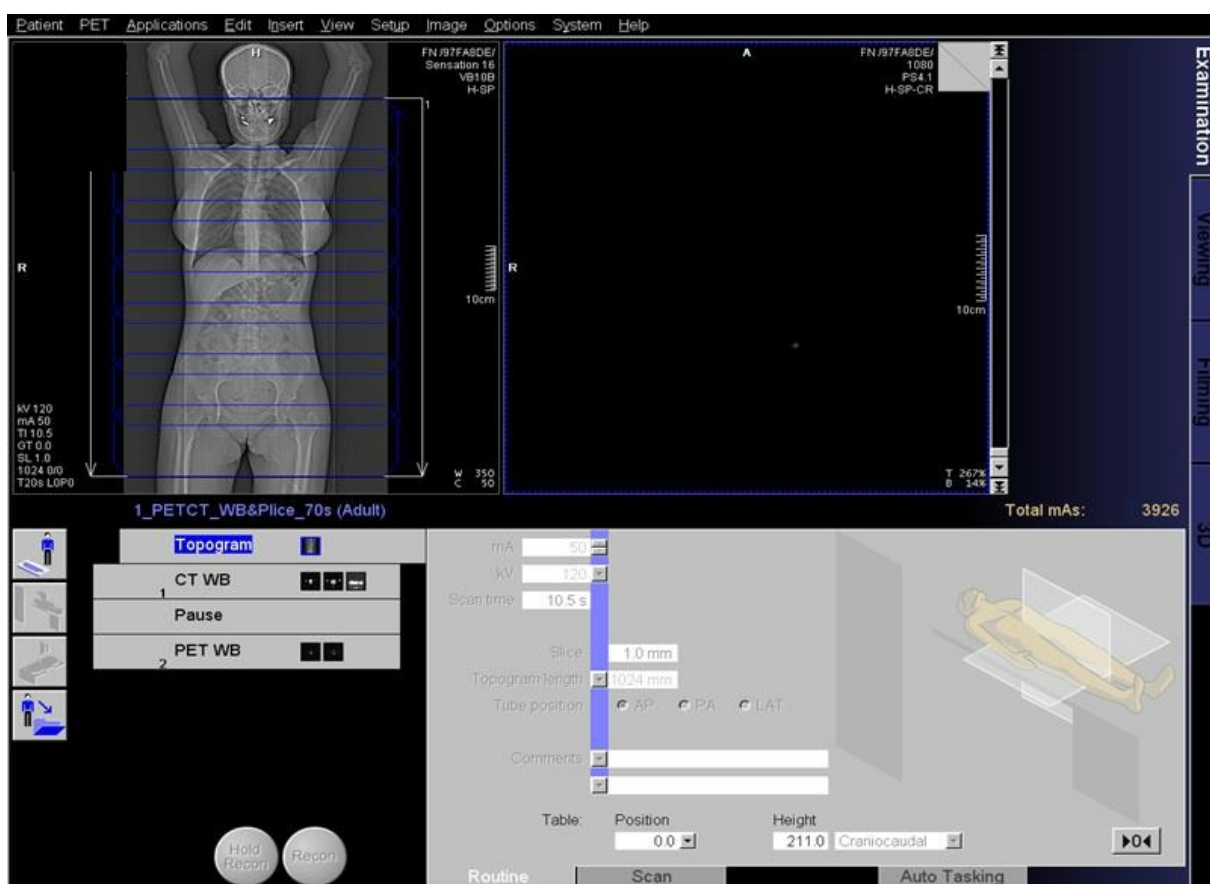
Příloha č. 1:	Rozdíl mezi transmisním a emisním zobrazováním	45
Příloha č. 2:	Plánovací scan – topogram.....	46
Příloha č. 3:	Přístroje pro měření povrchové kontaminace.....	47
Příloha č. 4:	Pomůcky k ochraně stíněním.....	49
Příloha č. 5:	Příčiny opakování části CT.....	50
Příloha č. 6:	Příčiny opakování části PET.....	53

ZOBRAZOVÁNÍ



(Hušák, Mysliveček, Koranda, Kamínek, Fyzikální základy)

Příloha č. 2: Plánovací scan – topogram



(Fakultní nemocnice Olomouc, Klinika nukleární medicíny)

Příloha č. 3: Přístroje pro monitorování povrchové kontaminace



Obrázek č. 1 : Přístroj na měření povrchové kontaminace

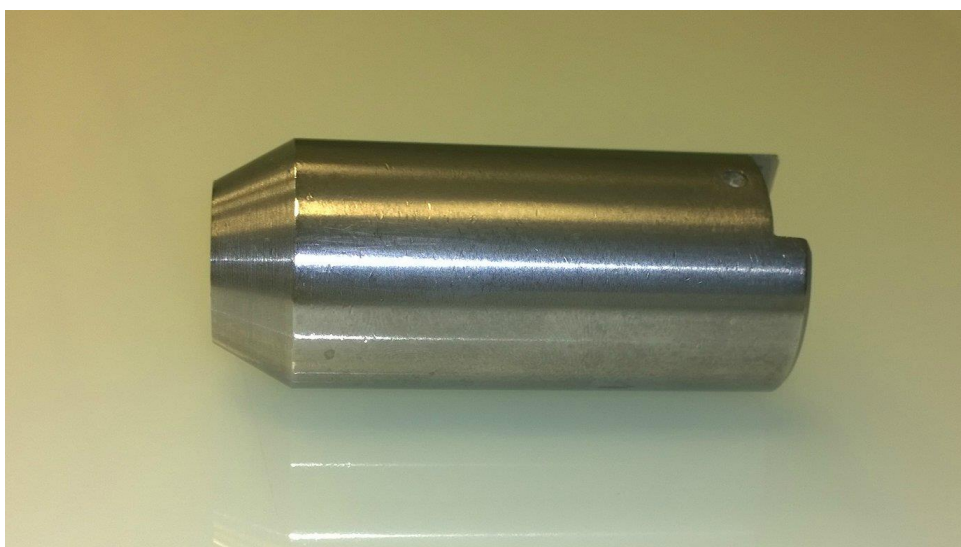


Obrázek č. 2: Detekční sonda pro monitorování pracoviště

Příloha č. 4: Pomůcky k ochraně stíněním



Obrázek č. 1: Kontejner pro přepravu radiofarmaka



Obrázek č. 2: Stínící krytka na injekční stříkačce s radiofarmakem

Příloha č. 5: Příčiny opakování části PET

PET			
datum	Příčina	expoziční hodnoty	
		keV	Quality ref. mAs
5.6.2006	porucha systému	120	30
25.7.2006	porucha systému	120	30
21.9.2006	porucha systému	120	30
22.9.2006	porucha systému	120	30
13.12.2006	porucha systému	120	30
26.1.2007	porucha systému	120	30
15.2.2007	výpadek proudu	120	30
19.2.2007	porucha systému	120	30
27.4.2007	porucha systému	120	30
3.7.2007	porucha systému	120	30
11.7.2007	porucha systému	120	30
14.8.2007	porucha systému	120	30
25.9.2007	porucha systému	120	30
26.9.2007	porucha systému	120	30
28.11.2007	porucha systému	120	30
10.6.2008	porucha systému	120	30
5.11.2008	porucha systému	120	30
20.11.2008	porucha systému	120	30
20.11.2008	porucha systému	120	30
30.1.2009	porucha systému	120	30
21.2.2009	porucha systému	120	30
23.2.2009	paraaplikace FDG	120	30
6.3.2009	pád databáze	120	30
7.4.2009	porucha systému	120	30
9.4.2009	porucha systému	120	30
30.4.2009	porucha systému	120	30
18.5.2009	lidský faktor	120	30
28.5.2009	lidský faktor	120	30
29.6.2009	porucha systému	120	30
29.6.2009	porucha systému	120	30
2.7.2009	lidský faktor	120	30
29.7.2009	lidský faktor	120	30
29.7.2009	lidský faktor	120	30
12.9.2009	výpadek proudu	120	30
25.1.2010	porucha systému	120	30
28.4.2010	výpadek proudu	120	30
29.4.2010	výpadek proudu	120	30
17.6.2010	výpadek proudu	120	30

23.11.2010	porucha systému	120	30
3.12.2010	porucha systému	120	30
8.12.2010	porucha systému	120	30
26.1.2011	porucha systému	120	30
28.1.2011	porucha systému	120	30
15.3.2011	porucha systému	120	30
15.3.2011	porucha systému	120	30
15.3.2011	porucha systému	120	30
19.3.2011	porucha systému	120	30
29.3.2011	porucha systému	120	30
29.3.2011	porucha systému	120	30
17.5.2011	porucha systému	120	30
12.7.2011	porucha systému	120	30
26.7.2011	porucha systému	120	30
10.8.2011	porucha systému	120	30
13.8.2011	porucha systému	120	30
22.8.2011	porucha systému	120	30
23.8.2011	porucha systému	120	30
28.9.2011	porucha systému	120	30
3.10.2011	porucha systému	120	30
22.12.2011	porucha systému	120	30
6.1.2012	porucha systému	120	30
18.1.2012	porucha systému	120	30
3.2.2012	porucha systému	120	30
27.2.2012	porucha systému	120	30
29.2.2012	porucha systému	120	30
29.2.2012	porucha systému	120	30
9.3.2012	porucha systému	120	30
25.4.2012	porucha systému	120	30
5.5.2012	porucha systému	120	30
21.5.2012	porucha systému	120	30
21.5.2012	porucha systému	120	30
11.6.2012	porucha systému	120	30
13.6.2012	porucha systému	120	30
21.6.2012	porucha systému	120	30
21.7.2012	porucha systému	120	30
3.8.2012	porucha systému	120	30
7.8.2012	porucha systému	120	30
9.8.2012	porucha systému	120	30
17.8.2012	porucha systému	120	30
3.9.2012	porucha systému	120	30
17.9.2012	porucha systému	120	30
9.10.2012	porucha systému	120	30
11.10.2012	porucha systému	120	30
18.10.2012	porucha systému	120	30

20.10.2012	porucha systému	120	30
28.11.2012	porucha systému	120	30
3.12.2012	porucha systému	120	30
5.12.2012	porucha systému	120	30
14.12.2012	porucha systému	120	30
5.1.2013	porucha systému	120	30
9.1.2013	porucha systému	120	30
9.1.2013	porucha systému	120	30
7.3.2013	porucha systému	120	30
19.3.2013	porucha systému	120	30
20.3.2013	porucha systému	120	30
21.3.2013	porucha systému	120	30
8.4.2013	porucha systému	120	30
15.4.2013	porucha systému	120	30
10.5.2013	porucha systému	120	30
16.5.2013	porucha systému	120	30
18.5.2013	porucha systému	120	30
24.5.2013	porucha systému	120	30
24.5.2013	porucha systému	120	30
24.5.2013	porucha systému	120	30
10.6.2013	porucha systému	120	30
28.6.2013	porucha systému	120	30
4.7.2013	porucha systému	120	30
19.7.2013	porucha systému	120	30
23.7.2013	porucha systému	120	30
23.7.2013	porucha systému	120	30
8.8.2013	porucha systému	120	30
26.8.2013	porucha systému	120	30
6.9.2013	porucha systému	120	30
31.10.2013	porucha systému	120	30
1.11.2013	porucha systému	120	30
29.11.2013	porucha systému	120	30
28.2.2014	porucha systému	120	30
13.3.2014	porucha systému	120	30
18.4.2014	porucha systému	120	30
6.5.2014	porucha systému	120	30
17.5.2014	porucha systému	120	30
17.6.2014	porucha systému	120	30
17.6.2014	porucha systému	120	30
30.6.2014	porucha systému	120	30
23.9.2014	porucha systému	120	30

Příloha č. 6: Příčiny opakování části CT

CT			
datum	Příčina	expoziční hodnoty	
		keV	Quality ref. mAs
7.6.2006	špatná žíla	120	130
4.7.2006	nevhodná poloha pacienta	120	130
25.7.2006	porucha systému	120	130
1.8.2006	rozpojení hadiček	120	130
23.8.2006	porucha systému	120	130
7.9.2006	porucha systému	120	130
6.2.2007	lidský faktor	120	130
15.2.2007	výpadek proudu	120	130
2.4.2007	porucha systému	120	130
24.4.2007	špatná žíla	120	130
21.5.2007	lidský faktor	120	130
4.1.2008	lidský faktor	120	130
5.1.2008	paraaplikace kontrastní látky	120	130
17.1.2008	lidský faktor	120	130
23.2.2008	vadná hadička	120	130
26.2.2008	rozpojení hadiček	120	130
7.6.2008	paraaplikace kontrastní látky	120	130
30.6.2008	nevhodná poloha pacienta	120	130
6.10.2008	lidský faktor	120	130
20.11.2008	porucha injektoru	120	130
15.1.2009	vadná hadička	120	130
30.1.2009	porucha systému	120	130
21.2.2009	výpadek gantry	120	130
6.3.2009	pád databáze	120	130
14.3.2009	paraaplikace kontrastní látky	120	130
7.4.2009	porucha systému	120	130
9.4.2009	porucha systému	120	130
25.4.2009	porucha systému	120	130
27.4.2009	porucha systému	120	130
29.4.2009	porucha systému	120	130
29.4.2009	porucha systému	120	130
29.4.2009	porucha systému	120	130
18.5.2009	lidský faktor	120	130
23.5.2009	paraaplikace kontrastní látky	120	130
28.5.2009	porucha systému	120	130
13.6.2009	extravazace	120	130
18.6.2009	porucha systému	120	130
7.7.2009	porucha systému	120	130

10.7.2009	porucha systému	120	130
10.7.2009	porucha systému	120	130
21.7.2009	porucha systému	120	130
22.7.2009	porucha systému	120	130
22.7.2009	porucha systému	120	130
27.7.2009	porucha systému	120	130
28.7.2009	porucha systému	120	130
28.7.2009	porucha systému	120	130
31.7.2009	porucha systému	120	130
3.8.2009	paraaplikace kontrastní látky	120	130
12.8.2009	porucha systému	120	130
7.9.2009	porucha systému	120	130
12.9.2009	porucha systému	120	130
12.9.2009	výpadek proudu	120	130
23.9.2009	porucha systému	120	130
5.10.2009	porucha systému	120	130
9.10.2009	porucha systému	120	130
12.10.2009	porucha systému	120	130
4.11.2009	porucha systému	120	130
7.11.2009	porucha systému	120	130
9.11.2009	porucha systému	120	130
10.11.2009	porucha systému	120	130
21.11.2009	extravazace	120	130
24.11.2009	porucha systému	120	130
25.11.2009	porucha systému	120	130
28.11.2009	paraaplikace kontrastní látky	120	130
28.1.2010	lidský faktor	120	130
29.1.2010	vadná hadička	120	130
28.4.2010	výpadek proudu	120	130
29.4.2010	výpadek proudu	120	130
17.5.2010	rozpojení hadiček	120	130
24.5.2010	výpadek proudu	120	130
12.7.2010	porucha systému	120	130
2.8.2010	porucha systému	120	130
12.8.2010	nevhodná poloha pacienta	120	130
3.12.2010	porucha systému	120	130
6.12.2010	porucha systému	120	130
8.12.2010	porucha systému	120	130
9.12.2010	paraaplikace kontrastní látky	120	130
15.12.2010	lidský faktor	120	130
26.1.2011	porucha systému	120	130
28.1.2011	porucha systému	120	130
28.1.2011	porucha systému	120	130
28.1.2011	porucha systému	120	130
21.2.2011	porucha systému	120	130

23.2.2011	porucha systému	120	130
5.3.2011	porucha systému	120	130
5.3.2011	porucha systému	120	130
14.3.2011	porucha systému	120	130
28.3.2011	porucha systému	120	130
9.4.2011	lidský faktor	120	130
9.4.2011	paraaplikace kontrastní látky	120	130
26.5.2011	porucha systému	120	130
27.5.2011	porucha systému	120	130
16.8.2011	porucha systému	120	130
17.8.2011	porucha systému	120	130
24.8.2011	porucha systému	120	130
25.8.2011	porucha systému	120	130
27.8.2011	porucha systému	120	130
27.8.2011	porucha systému	120	130
31.8.2011	porucha systému	120	130
1.9.2011	paraaplikace kontrastní látky	120	130
15.9.2011	porucha systému	120	130
21.9.2011	výpadek proudu	120	130
10.10.2011	porucha systému	120	130
10.10.2011	porucha systému	120	130
14.10.2011	porucha systému	120	130
31.10.2011	porucha systému	120	130
2.11.2011	porucha systému	120	130
10.11.2011	porucha systému	120	130
10.11.2011	porucha systému	120	130
24.11.2011	porucha systému	120	130
3.12.2011	porucha systému	120	130
6.12.2011	porucha systému	120	130
8.12.2011	porucha systému	120	130
8.12.2011	porucha systému	120	130
8.12.2011	porucha systému	120	130
9.12.2011	porucha systému	120	130
12.12.2011	porucha systému	120	130
13.12.2011	porucha systému	120	130
29.12.2011	porucha systému	120	130
2.1.2012	porucha systému	120	130
4.1.2012	porucha systému	120	130
6.1.2012	porucha systému	120	130
6.1.2012	porucha systému	120	130
7.1.2012	porucha systému	120	130
12.1.2012	porucha systému	120	130
16.1.2012	porucha systému	120	130
16.1.2012	porucha systému	120	130
16.1.2012	porucha systému	120	130

25.1.2012	porucha systému	120	130
28.1.2012	rozpojení hadiček	120	130
16.2.2012	porucha systému	120	130
17.2.2012	porucha systému	120	130
20.2.2012	porucha systému	120	130
22.2.2012	porucha systému	120	130
27.2.2012	porucha systému	120	130
1.3.2012	porucha systému	120	130
8.3.2012	lidský faktor	120	130
27.3.2012	porucha systému	120	130
2.4.2012	porucha systému	120	130
14.4.2012	porucha systému	120	130
14.4.2012	porucha systému	120	130
21.4.2012	porucha systému	120	130
23.4.2012	porucha systému	120	130
28.4.2012	porucha systému	120	130
4.5.2012	porucha systému	120	130
5.5.2012	porucha systému	120	130
5.5.2012	porucha systému	120	130
5.5.2012	porucha systému	120	130
10.5.2012	porucha systému	120	130
28.5.2012	rozpojení hadiček	120	130
11.6.2012	porucha systému	120	130
26.6.2012	lidský faktor	120	130
26.6.2012	nevhodná poloha pacienta	120	130
9.8.2012	porucha systému	120	130
24.8.2012	paraaplikace kontrastní látky	120	130
3.9.2012	porucha systému	120	130
5.1.2013	porucha systému	120	130
5.1.2013	porucha systému	120	130
4.2.2013	porucha systému	120	130
9.2.2013	porucha systému	120	130
9.2.2013	porucha systému	120	130
27.2.2013	porucha systému	120	130
28.2.2013	porucha systému	120	130
28.2.2013	porucha systému	120	130
28.2.2013	porucha systému	120	130
4.3.2013	porucha systému	120	130
4.3.2013	porucha systému	120	130
4.3.2013	porucha systému	120	130
4.3.2013	porucha systému	120	130
4.3.2013	porucha systému	120	130
4.3.2013	porucha systému	120	130
6.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130

11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
11.3.2013	porucha systému	120	130
10.5.2013	porucha systému	120	130
11.5.2013	paraaplikace kontrastní látky	120	130
16.5.2013	porucha systému	120	130
18.5.2013	porucha systému	120	130
23.5.2013	porucha systému	120	130
29.6.2013	porucha systému	120	130
5.8.2013	porucha systému	120	130
6.8.2013	porucha systému	120	130
6.8.2013	porucha systému	120	130
7.8.2013	porucha systému	120	130
8.8.2013	porucha systému	120	130
12.8.2013	porucha systému	120	130
13.8.2013	porucha systému	120	130
26.8.2013	porucha systému	120	130
7.10.2013	porucha systému	120	130