

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Dávky ionizujícího záření radiologických asistentů na pracovištích CT
a PET/CT**

Bakalářská práce

Autor: Lenka Mazlová

Vedoucí práce: Prof. MUDr. Stanislav Tůma CSc.

3. května 2010

Abstract

Ionizing radiation doses of the radiology assistants in the CT and PET/CT wards

Hybrid methods, such as PET/CT, operating with the ionizing radiation, are being used more and more frequently, the number of wards working with this device increases in the Czech Republic. Just PET/CT belongs to the most modern imaging methods among them.

In my thesis I compare the radiation doses to which the radiology assistants in the nuclear medicine ward and radiodiagnostics ward are exposed to. The part of the assessment is also the comparison of the radiation protection in the mentioned wards.

From methodology point of view, I compared two wards, the hospital “Na Homolce”, where is situated the PET centre with the hybrid PET/CT device, and “Úrazová nemocnice”, equipped with the CT device. With the approval of the employees of the individual wards the data on the quantity of the examinations were processed for the period from 1. 1. 2008 to 30. 9. 2009. Data on the radiation doses were processed by the National Service of Personal Dosimetry in Prague. The number of staff in the individual wards varied during the monitored period, in common there were 13 people in each ward. Radiation load doses for each person were regularly registered during the monitored period. Dosimeters were used for the registration. The nuclear medicine ward uses personal and fingertip dosimeters. These are evaluated each month. On the contrary, the diagnostics ward - CT ward uses only personal dosimeters, evaluated once in three months. The values are presented in the tables.

Comparing the personal dosimetry of the PET centre staff and the computer tomography staff, we come to the following results: Monitored period 1 and $\frac{3}{4}$ year. Annual doses of the ionizing radiation per the person involved in the computer tomography can reach maximally 0,4mSv in the personal dosimetry. Doses per the representative of the PET centre equal to 2.88mSv per year for the personal dosimeters.

The results confirmed the hypothesis assuming that the radiology assistants in the nuclear medicine ward are exposed to higher radiation load in comparison to the

radiodiagnostics ward working with the CT device. The results comply with the limits for the radiation staff as stipulated in the notice 307/2002 Coll.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Dávky ionizujícího záření radiologických asistentů na pracovištích CT a PET/CT vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích, 3. 5. 2010

.....

Mazlová Lenka

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu své bakalářské práce panu prof. MUDr. Stanislavu Tůmovi, CSc. a odbornému konzultantovi MUDr. Pavlu Fenclovi, CSc. z oddělení nukleární medicíny Nemocnice Na Homolce.

Obsah

ÚVOD.....	7
1. SOUČASNÝ STAV.....	8
1.1 POZITRONOVÁ EMISNÍ TOMOGRAFIE (PET).....	10
1.2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (CT).....	13
1.3 HYBRIDNÍ ZOBRAZOVÁNÍ PET/CT.....	19
1.4 BIOLOGICKÉ ÚČINKY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ.....	22
1.5 ZÁKLADNÍ POVINNOSTI DRŽITELŮ POVOLENÍ K NAKLÁDÁNÍ SE ZDROJI IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ.....	25
1.6 ZÁKLADNÍ PODMÍNKY BEZPEČNÉHO PROVOZU PRACOVÍŠŤ SE ZDROJI IZ.....	26
1.7 OCHRANA PRACOVNÍKŮ.....	33
2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA.....	35
3. METODIKA.....	36
3.1 POSTUP U OSOBNÍ DOZIMETRIE PET CENTRA.....	42
3.2 POSTUP U PRSTOVÉ DOZIMETRIE PET CENTRA.....	43
4. VÝSLEDKY.....	44
5. DISKUZE.....	53
6. ZÁVĚR.....	55
7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	56
8. KLÍČOVÁ SLOVA.....	58
9. PŘÍLOHA.....	59

Úvod

Bakalářskou práci na téma Srovnání dávek ionizujícího záření na pracovištích CT a PET/CT jsem si vybrala proto, poněvadž práce radiologického asistenta obnáší kontakt se zdroji ionizujícího záření a pro každého takového pracovníka jsou velmi důležité informace o dávce, kterou absorboval.

Na každém pracovišti je velká snaha o minimalizování dávek ionizujícího záření, kterým jsou pracovníci vystavováni. I přes veškerá opatření pracovníci určitou dávku obdrží. Ve své práci chci především srovnat dávky ionizujícího záření obdržené radiologickými asistenty, za určité časové období, a to na pracovištích CT a PET/CT, to vše vzhledem k ochranným prostředkům, které musí tato pracoviště splňovat. Veškeré ochranné prostředky jsou zaváděny ve snaze omezit vliv ionizujícího záření.

1. Současný stav

Hybridní zobrazování pozitronovou emisní tomografií (PET) v kombinaci s výpočetní tomografií (CT) patří k nejmodernějším v oblasti zobrazovacích metod. Sdružuje výhody metod PET a CT. Díky tomuto spojení lze získat metabolický a morfologický obraz tkáně během jednoho vyšetření.

PET/CT se dnes využívá:

1. v onkologii na zjištění nádorového ložiska, posouzení jeho biologické povahy, rozsah, hodnocení účinnosti terapie a detekci případné recidivy nádoru
2. v neurologii u epileptických záchvatů ke zjištění degenerativních chorob mozku
3. v kardiologii

Nejčastějším používaným radiofarmakem v PET diagnostice je 2-[¹⁸F]fluoro-2-deoxy-D-glukóza (FDG). Jelikož buňky většiny maligních nádorů vykazují všeobecně vyšší metabolismus, vykazují i zvýšený metabolismus glukózového analogu FDG. Tato látka je aplikovaná do krevního oběhu pacienta intravenózně a vychytává se podle stupně metabolické aktivity.

Dopravu glukózy a FDG do buňky zajišťují transportní proteiny. V buňce jsou glukóza i FDG ve vzájemné kompetici fosforylovány pomocí enzymu hexokinázy. Nádorové buňky mívají zmnoženy non-inzulíndependentní glukózové transportéry. Důsledkem je obvykle výrazně zvýšená akumulace FDG v nádorových buňkách. Také zánětlivé elementy intenzivně akumulují FDG.

Nejvýznamnější klinické indikace FDG v onkologii:

1. diagnostika maligních lézí
2. hodnocení rozsahu onemocnění
3. grading malignit
4. vyšetření nemocných s metastázami při neznámém primárním rumoru

5. lokalizace nejagresivnější části nádoru před biopsií

6. plánování radioterapie

7. hodnocení reakce nádoru na léčbu

Vysoký metabolismus glukózy v zánětlivých elementech umožnil rozšířit spektrum indikací. Patří mezi ně lokalizace a kontrola vývoje zánětlivých fokusů, vyhledávání příčin horeček neznámého původu, průkaz infekce kloubních náhrad, kontrola účinnosti léčby u zánětů.

1.1 Pozitronová emisní tomografie (PET)

PET využívá k zobrazení orgánů tkání lidského těla radioaktivní rozpad β^+ a následnou anihilaci rozpadu vzniklého pozitronu s elektronem. Elektrony jsou přítomné v elektronovém obalu každého atomu, každé molekuly a každé buňky lidského těla. Anihilací vzniknou dva fotony gama, které lze zachytit v detektorech a následně pomocí matematických metod určit bod v lidském těle, kde k anihilaci došlo.

1.1.1 Fyzikální princip PET

β^+ rozpad

Při β^+ rozpadu dojde v nestabilním jádře pozitronového zářiče ke změně. Jádro se přemění na jádro nové a dochází k přeměně protonu na neutron, což je provázeno vyzářením kladného náboje ve formě pozitronu (neboli antielektronu). Tato částice má podobné vlastnosti jako elektron, jen má na rozdíl od něj kladný náboj. Délka dráhy pozitronu závisí na jeho energii.

Nelze nikterak určit ani ovlivnit, kdy se jedno vybrané jádro rozpadne. Radioaktivita je určena pouze poločasem rozpadu, což je doba, za kterou se rozpadne polovina jader vzorku a aktivita vzorku se sníží na polovinu.

Anihilace elektronu s pozitronem

Když se setká částice se svojí antičásticí, dojde k anihilaci, při níž částice zanikají za vzniku elektromagnetického záření ve formě dvou fotonů gama.

Před vlastní anihilací pozitronu vzniklého β^+ rozpadem dojde ke ztrátě významné části jeho kinetické energie, což se děje prostřednictvím srážek s elektrony. Při anihilaci elektronu s pozitronem je kinetická energie pozitronu prakticky nulová. Ve většině případů vznikají současně dva fotony gama, každý o energii 511 KeV. Pozitron a elektron mají většinou v okamžiku anihilace nízké hybnosti a proto vylétají emitovaná kvanta téměř vždy téměř opačným směrem.

Princip detekce

Detekční systémy tedy nejsou založeny na detekci samotných pozitronů, ale anihilačního záření. Vzhledem k relativně vysoké energii anihilačního záření je třeba použít speciální kolimátor.

PET se od scintigrafie či SPECT liší současným snímáním dvou fotonů bez použití kolimátoru. Důležitým faktem je, že oba fotony letí po přímce. Poloha obou bodů slouží k proložení přímky. Znalost množství takových přímek v mnoha směrech umožňuje zrekonstruovat topografické řezy. PET tedy nepracuje s planárním zobrazením jako scintigrafie či SPECT. PET je primárně tomografická metoda.

2D a 3D režim snímání

Celá sestava detektorů konvenčních PET skenerů se skládá z několika za sebou ozářených prstenců sestávajících z mnoha bloků detektorů. Je tím dosaženo zorného pole v axiálním směru přes 15 cm. Pokud se snímají koincidenční snímky v rovině prstenců, jedná se o tzv. 2D modus snímání.

Pokud se septa ze skeneru vysunou, jedná se o 3D modus snímání. Je zřejmé, že v 3D režimu je zachyceno mnohem víc fotonů než ve 2D režimu. Výhodou 3D je jeho vysoká citlivost, nevýhodou je vyšší podíl rozptylového záření.

Celotělové snímání

Aby bylo dosaženo potřebného rozsahu, je při snímání řízen pohyb vyšetřovacího stolu. Jednotlivé pozice pacienta se musí vůči skeneru překrývat. Je potřeba dosáhnout vyrovnané citlivosti v celém rozsahu snímání. Výpočetní systém zpracuje postupně data v několika polohách do jednoho objemu s odpovídající délkou zorného pole.

Detektory

Detektory skeneru jsou umístěny v prstenci šířky několika desítek centimetrů kolem pacienta a vymezí tak pole ve tvaru válce. Čím hustěji jsou detektory v prstenci uspořádány, tím větší je rozsah skeneru.

Každý krystal obsahuje šedesát čtyři přesných krystalových elementů, každý z nich je

samostatným detektorem. Krystaly LSO (cesiem obohacený krystal ortooxydu křemíku) vytvářejí blok detektorů. Na jeden detektor jsou nalepeny 4 PTM (fotomultiplikační trubice, tedy fotonásobiče). Bloky jsou seřazeny do skupin po dvanácti. Každá skupina dvanácti bloků detektorů se nazývá detektorovou skupinou.

Jakmile foton zasáhne kterýkoliv ze šedesáti čtyř krystalových elementů, tento element generuje scintilační světlo, které je přenášeno do PTM, umístěných v bloku detektorů. PTM převedou světlo na elektrický signál, který je zaznamenán elektronikou detektoru. Data, jako jsou čas a místo signálu, jsou přenášena dále do modulu detektoru. Elektronika modulu pak vyšle elektronický signál o zachycení gama paprsků jedním z detektorů modulu. Jakmile jsou zaznamenány dva elektronické impulzy během předdefinovaného okna časové shodnosti procesem shodnosti, pak jsou tyto příslušné dva signály prohlášeny za časově shodné a je identifikována jejich poloha v portálu.

Radiofarmaka

Pro PET lze využít velkou škálu radionuklidů a jimi značených radiofarmak. Mezi radionuklidy produkované cyklotronem, které našly uplatnění v PET diagnostice, jsou ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F . Mají dobré chemické vlastnosti. Výhodou je nízká radiační zátěž a vysoká kvalita získaného obrazu. Nevýhodou je nákladná produkce spojená s provozem cyklotronu.

Fluoro-deoxy-glukóza

Zdaleka nejvíce se pro klinické účely používá radionuklid ^{18}F a s ním značená 2- [^{18}F]-fluoro-2-deoxy-D-glukóza (FDG). Dnes se odhadem jistě podílí na více než 90% všech PET a PET/CT vyšetření.

1.1.2 Zpracování dat

Rekonstrukce dat – nasnímané souřadnice koincidenčních přímek jsou rekonstruovány do transaxiálních řezů. Z nich lze vytvořit koronární, sagitální a šikmé řezy. Při PET s FDG je dosahováno rozdílů v koncentracích radiofarmaka v nádoru či močovém

měchýři oproti ostatním tkáním.

Vizualizace dat – výstupem PET je trojice objemů dat. Jedná se o množinu voxelů – objemových jednotek s prostorovými souřadnicemi, které nesou příslušnou informaci. První informací je naměřená aktivita radiofarmaka bez korekce na absorpci, druhou je aktivita korigovaná na absorpci a třetí informací je absorpční koeficient.

Kvantifikace dat – PET skenery umožňují určovat aktivitu v jednotkách Bq/cm^3 . Toho se využívá k zjišťování metabolického obratu podaných radiofarmak.

1.2 Výpočetní tomografie (CT)

1.2.1 Princip CT tomografie

Výpočetní tomografie vznikla na základě počítačového zpracování dat získaných tomografickým vyšetřením. Základem přístroje je rentgenka a detektory, které se pohybují (rotují) kolem vyšetřované oblasti. CT podává vrstevný obraz a nedochází k sumaci jednotlivých orgánů a tkáňových struktur.

Vlastní záznam se skládá z řady registrací prošlého rentgenového záření v odlišných polohách rentgenky a detektorů ve zvolené transverzální rovině. Po zpracování řady číselných údajů se zrekonstruuje číselná síť (matice). Údaje bodů matice odpovídají prošlému záření, které zachytily detektory. Jedná se zde o Hounsfieldův absorpční koeficient. Výsledný obraz je složen z dvourozměrné sítě čtverečků – matice, která se dále dělí na čtvercové prvky – pixely. Absorpce (denzita) jednotlivých tkání je zobrazena ve stupních šedi odpovídající části obrazu.

Výsledkem jsou absorpční koeficienty pro jednotlivé body obrazu vyjádřené denzitními (Hounsfieldovými) jednotkami. Hodnota denzity vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních.

$$\text{denzita}(HU) = \frac{\mu_{mat} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} \times 1000$$

Voda má denzitu rovnou nule. Hodnoty pro tuk a vzduch jsou negativní. Naopak nejvyšší denzitu v lidském těle mají kosti a zuby.

1.2.2 Součásti CT zařízení

Zdroj záření

Zdrojem záření je rentgenka, která produkuje záření o různých vlnových délkách. Pracuje s tvrdým zářením o napětí 120-140 kV. Rentgenka je konstruována tak, aby byla odolná tepelně i mechanicky. Záření vycházející z rentgenky je kolimováno na potřebné rozměry. Zároveň se kolimuje i šíře svazku primárního záření. Okrajové detektory zachycují záření, které neprošlo vyšetřovaným objektem.

Detektory

Detektory registrují množství rentgenového záření, které prošlo pacientem. Záření je oslabeno při průchodu pacientem. Toto oslabení závisí na anatomickém složení tkáně. Záření dopadající na detektory je přeměňováno na elektrický analogový signál, který je dále převeden do digitální podoby. Informace se nachází v hrubých datech a jsou předány obrazovému počítači k dalšímu zpracování.

Gantry, vyšetřovací stůl

Gantry je vertikální část, která je v základní poloze kolmá k desce stolu. Je možno ji sklápět podél horizontální osy $\pm 30^\circ$. V gantry se nachází rentgenka s krytem, chladicí zařízení, soubor detektorů a zařízení pro pohyb rentgenky a detektorů během expozice. Gantry má kruhový tvar, v jehož středu se nacházejí otvor, též kruhový, a to o průměru 50-70 cm. Zasouvá se do něj úložná deska stolu.

Ovládací pult, záznamová zařízení

Ovládací pult CT přístroje je obslužnou a komunikační složkou. Pomocí ní se zadávají základní podmínky vyšetření. Monitor pracuje s vysokým rozlišením. Důležitá je také možnost komunikace s vyšetřovanou osobou pomocí rozhlasového zařízení.

1.2.3 Multidetektorová výpočetní tomografie (MDCT)

Pro multidetektorovou výpočetní tomografii je typické získání současně více než jedné datové stopy. Základní princip CT je zachovaný.

MDCT přístroje je možné rozdělit na několik typů. Nejobvyklejší je typ s jednou rentgenkou a jednou detektorovou soustavou. Tento typ je schopný získávat současně 4-128 datových stop. Méně obvyklým typem je přístroj dvouzdrojový, který má dvě rentgenky a dvě detektorové soustavy v úhlu cca 90° .

U jednořadových systémů byla kolimace jediným určujícím parametrem výsledného rozlišení, u multidetektorových systémů je kromě kolimace důležitý počet

datových stop, které vznikají jediným otočením gantry o celou otáčku 360°.

1.2.4 Typy skenování

Sekvenční skenování

Jedná se o nejstarší způsob získávání dat pomocí výpočetní tomografie. Základem je skutečnost, že otočením gantry vznikají kompletní data bez posunu vyšetřovacím stolem. Pro další získání dat je důležitý posun stolu do další pozice a kompletace dat. Výhodou tohoto postupu je absence prostorového zkreslení a snížená absorbovaná dávka záření pro pacienta.

Dynamické sériové skenování

Tento typ vyšetření spočívá v získání dat detektorové soustavy v několika fázích v určitých časových okamžicích. Využívá se k monitorování příchodu kontrastní látky, tzv. bolus tracking. Další možností využití je zobrazení pro perfuzní analýzu.

Spirální skenování

Skenování se provádí při stálé rotaci systému rentgenka – detektorová soustava za současného pohybu stolu. Spirální skenování dovoluje optimálně využít bolus aplikované kontrastní látky a provádět tak CT angiografie. Rentgenka musí mít velkou tepelnou kapacitu, protože pracuje po celou dobu vyšetření.

Výsledkem je trojrozměrné datové pole, které zahrnuje celý objem vyšetřované oblasti. Výhodou je také zvýšení rychlosti vyšetření ve srovnání s předchozími typy skenování.

Dynamické objemové skenování

Umožňuje nám zobrazit dynamický děj v celém objemu oblasti zájmu. Tato metoda umožňuje přesně zachytit dynamiku sycení kontrastní látkou a zobrazit „poaplikační“ děje. V závislosti na délce a rychlosti sledovaného děje se volí počet a perioda cyklů.

Dynamickým objemovým skenováním lze získat několik sad obrazů, obvykle od nativní po pozdní venózní fázi. Tato metoda se nejčastěji uplatňuje u diagnostiky cévních mozkových příhod, nádorů hlavy, krku, jater, ledvin a pankreatu.

1.2.5 Podání kontrastní látky při CT vyšetření

Schopnost denzitního rozlišení normálních a patologických tkání při nativním CT vyšetření je často nedostatečná. Denzitní rozdíly je často nutné zvýraznit vhodnou kontrastní látkou.

Vyšetření předchází příprava nemocného, která spočívá v poučení pacienta, dále zjištění anamnestických dat, především údajů o alergické reakci na kontrastní látku, alergické anamnézy. Zajímáme se také o onemocnění ledvin. Důležitá je včasná premedikace především u pacientů s pozitivní alergickou anamnézou.

Interavenózní podání kontrastní látky

Intravenózní kontrastní látka je nezbytná pro zvýraznění kontrastu cév a parenchymatózních orgánů. Nativní vyšetření jsou často indikována pouze k posouzení vysoce kontrastních struktur a detekci hematomů. Před aplikací je potřeba, aby pacient zůstal minimálně 4 hodiny lačný.

Cévní přístup je pro kontrastní látku zajištěn nitrožilní kanylou. Nejčastější místo pro aplikaci jsou žíly předloktí a dorsu ruky. Ve většině případů je nutné použít přetlakový injektor. Důležitá je doba zpoždění skenování, dále průtok kontrastní látky udávaný v ml/s.

Po aplikaci do žíly prochází kontrastní látka do pravé srdeční síně, kde je smíchána s nekontrastní krví. Dále odtéká směs do plicního tepenného řečiště a přes plicní žíly a levé srdeční oddíly do systémových tepen. Dále se systémovými žilami vrací do srdce.

Rychlost a míra nasycení cév a orgánů závisí na rychlosti a způsobu podání kontrastní látky, jejím množství a srdečním výdeji pacienta.

Interval mezi podáním kontrastní látky a nasycením vyšetřované oblasti se

nazývá cirkulační čas. Cirkulační fáze odpovídají jednotlivým fázím průchodu kontrastní látky cévním systémem a syčením tkání kontrastní látkou. Rozeznáváme tři základní fáze: arteriální, venózní a parenchymovou.

Perorální podání kontrastní látky

Náplň trávicí trubice pomocí kontrastní látky je významnou součástí vyšetřovacího postupu při CT vyšetření břicha. Řádným naplněním orgánů (např. žaludku, pankreatu, tenkého a tlustého střeva), dochází k rozepnutí těchto orgánů. Pak hodnotíme nejen jejich vztah k okolí, ale také šířku a charakter stěny trávicí trubice.

Kontrastní látky dělíme na: • izodenzní – voda, vodné roztoky

- hypotenzní - vzduch, CO₂
- hypertenzní – jodové či baryové

1.2.6 Registrace a fúze obrazu

Paralelní existence několika různých tomografických vyšetření téhož orgánu nás dovádí k potřebě provádět jejich analýzu a porovnání. Před porovnáním vyšetřovaného orgánu je nezbytné zorientovat jeden z objemů vůči druhému – referenčnímu. Tento proces se nazývá registrace objemů. Referenčním objemem rozumíme anizotropní modalitu s vysokou rozlišovací schopností v daných rovinách. Nesmí docházet při prostorové manipulaci s objemem k degradaci prostorového rozlišení v dané rovině. K registrovanému objemu je pak potřeba zvolit izotropní modalitu s horším prostorovým rozlišením. Registrovanou modalitu je nutné posouvat v prostoru podél tří na sebe kolmých souřadných os a rovněž podél těchto os jí rotovat. Je nutné, aby skenery byly vzájemně zkalibrovány.

Nejsou-li registrovány vzájemně si přesně odpovídající objemy, rigidní transformace pak nevede ke spolehlivým výsledkům. Je vhodné využít automatických interaktivních postupů, které sofistikovaným algoritmem mění jednotlivé parametry transformace, neboť manuálně optimalizovat posuny je prakticky nemožné^[23].

V každém případě je nutné stanovit odlišnost mezi objemy a testovat, jestli se oproti minulému postupu odlišnost zmenšila nebo zvětšila. Podle těchto postupů se volí příští změna parametru. Výpočet se pak zastaví, jestliže se odlišnost mezi objemy už výrazně nemění.

Jedním z přístupů je vyšetření pacienta, uloženého na lehátko, a to hned dvěma skenery. Takové řešení nabízí hybridní PET/CT a SPECT/CT skenery. Pro oba skenery hybridu je známa jejich vzájemná poloha vůči vyšetřovacímu lehátku a nepohne-li se během vyšetření pacient, dochází k registraci obou objemů zajištěním přirozené hardwarové konfigurace systému. Tohoto však nelze využít v oblasti bránice, přilehlých jater a sleziny rovněž v bazálních částí plic, neboť dýchací pohyby snižují kvalitu registrace.

Fúze obrazů představuje současné zobrazení dvou vzájemně registrovaných objemů.

1.3 Hybridní zobrazování PET/CT

Hybridní zobrazení PET/CT využívá spojení multidetektorového přístroje CT s přístrojem nukleární medicíny PET (pozitronová emisní tomografie).

V PET/CT systému je nainstalován PET skener společně s diagnostickým CT skenerem. Snímání je prováděno postupně oběma modalitami bez toho, aniž by se změnila poloha pacienta. V první části vyšetření se zhotovuje tzv. topogram, přičemž rentgenka nerotuje, zůstává ve stejné poloze, jen lůžko s pacientem projíždí skrz CT gantry. Topogram slouží pro vymezení oblasti zájmu. Získání CT dat probíhá pouze ve zvolené oblasti zájmu. Lůžko je dále zasunuto do gantry PET skeneru. V oblasti zájmu jsou dále nasnímána emisní PET data. Oblast zájmu je snímána postupně v jednotlivých pozicích.

Velkou výhodou PET/CT skenerů je velmi snadná fúze CT a PET obrázků.

Příprava pacienta

Příprava pacienta před vyšetřením na PET/CT přístroji zahrnuje požadavky,

nutné pro správné provedení a hodnocení. Některé požadavky jsou společné, jiné specifické. Důležité v přípravě pacienta je lačnění, dostatečná hydratace, udržení hladiny cukru v krvi na nízkých hodnotách, příprava sloužící k tomu, aby se předešlo alergické reakci, perorální a intravenózní aplikace kontrastních látek potřebných k CT vyšetření.

Pacient by měl být před vyšetřením lačný šest hodin. Výjimkou je vyšetření viability myokardu, kde naopak pacient lačný být nesmí.

Důležitým faktorem ovlivňujícím kvalitu vyšetření je hladina glukózy v krvi. Především v onkologii je hyperglykémie nežádoucí, protože zhoršuje výsledný obraz. Dochází totiž ke snížení kontrastu mezi nádorem a pozadím. Hladina glykémie se měří vždy před aplikací FDG. Při překročení stanovené hranice se upravuje hladina cukru intravenózním podáním inzulínu.

Důležitá je prevence kontrastové nefropatie. Je doporučováno bezprostředně po vyšetření pít neslazených nápojů, nejlépe obyčejné vody.

Při vyšetření střeva na CT je nutné podání kontrastní látky perorálně, rektálně, eventuálně duodenální sondou. K odlišení žaludku a střevních kliček v CT obraze je nutné podání perorální kontrastní látky 60 - 90 minut před vyšetřením. Užívá se negativní i pozitivní kontrastní látka ředěná vodou. Nejčastěji používanými látkami jsou jodové roztoky. Z negativních kontrastních látek se užívá roztok manitolu či sorbitolu. Výhodou je výborná hodnotitelnost sliznice střeva na CT s minimálním množstvím artefaktů v PET obraze. Nevýhodou je vyvolání průjmů, což způsobuje především sorbitol.

Příprava pacienta při intravenózní aplikaci jodové kontrastní látky

Rizikovým pacientům je možné podávat neiontové kontrastní látky, u kterých se předpokládá méně nežádoucích reakcí.

U pacientů s nesnášenlivostí na jodové kontrastní látky se vyšetření provádí jen v nevyhnutelných případech po důkladné přípravě, a to jen za přítomnosti anesteziologa. U pacientů s jinými typy alergických reakcí se doporučuje podávat před vyšetřením prednison (12-18 hodin před podání jodové kontrastní látky), nebo 1-2

tablety Dithiadenu. U akutních případů se podávají kortikoidy a antihistaminikum intravenózně.

Rizikové skupiny pacientů, u kterých je doporučeno podání neiontové kontrastní látky:

- děti do 15 let
- věk nad 70 let
- polyvalentní alergie
- předchozí reakce na jodovou kontrastní látku
- renální insuficience
- výkon bez zajištění řádné přípravy
- nestabilní klinický stav
- akutní cévní mozková ischemická příhoda
- kumulace kontrastních vyšetření
- diabetes mellitus
- mnohočetný myelom
- osoby s transplantovanou ledvinou

Před aplikací radiofarmaka se provádí zavedení intravenózní kanyly. Kanylou se aplikuje jak radiofarmakum, tak jodová kontrastní látka. Při vyšetření viability myokardu se do kanyly aplikuje inzulín. U centrálního žilního katetru je možné aplikovat jodovou kontrastní látku, nikoliv však radiofarmakum, a to z důvodu možných artefaktů.

Nejčastěji užívané radiofarmakum FDG se aplikuje 30 minut před vyšetřením neuronů, u ostatních vyšetření je to 60 – 90 minut před zahájením vyšetření. Při použití kanyly je potřeba její propláchnutí fyziologickým roztokem. Množství radiofarmaka se aplikuje podle hmotnosti pacienta. Po aplikaci FDG setrvává pacient v klidu.

V hybridním zobrazování PET/CT je prakticky vždy rozsah snímání od baze lební po horní polovinu steh, proto u pomalejších přístrojů je třeba naprogramovat aplikaci jodové kontrastní látky do více fází.

Postup vyšetření

Po uložení pacienta se nejprve provede CT topogram a naplánuje se rozsah CT vyšetření a počet jednotlivých sekvencí na PET vyšetření. Dle protokolu se provede standardní CT vyšetření s intravenózní aplikací jodové kontrastní látky. Vyšetření bez jodové kontrastní látky se provádí u prokázané alergie na tuto kontrastní látku, nebo u kontroly účinnosti terapie na nádory a u vyšetření, kde se předpokládá léčba radiojódem.

Po dokončení vyšetření na CT je pacient posunut v gantry po ose X a snímán PET kamerou v sekvenčním režimu.

Vyšetřovacích protokolů existuje celá řada. Záleží na typu přístroje a na zvyklostech oddělení.

Důležité u hybridního zobrazování PET/CT je nastavení protokolu vyšetření tak, aby bylo dosaženo maximální diagnostické výtěžnosti a pacient získal nejmenší možnou radiační zátěž.

Kontraindikace

Nejzávažnější kontraindikací je těhotenství. U pacientů s alergickou anamnézou na jodovou kontrastní látku je doporučeno vyšetřovat bez aplikace této kontrastní látky. V nevyhnutelných případech je nutná spolupráce s anesteziologem.

1.4 Biologické účinky ionizujícího záření

Biologické účinky dělíme na dva druhy:

1. Deterministické
2. Stochastické

Deterministické účinky

Deterministické účinky jsou takové účinky, k nimž dochází v důsledku smrti velkého množství buněk (ztráta schopnosti dělení buněk – mitotická smrt).

Pro tyto účinky platí:

1. jedná se o účinky prahové
2. po překročení prahové dávky roste míra poškození, a to s velikostí dávky v daném orgánu
3. příkladem jsou: akutní nemoc z ozáření, poškození kůže, poškození oční čočky apod. účinek bývá většinou lokální, dochází k němu v těch místech, která byla ozáření vystavena
4. je rozdílné, je-li ozáření provedeno jednorázově nebo protražovaně, u protražovaných dávek je organismus odolnější, neboť jsou vyšší prahové dávky, a to 2x-10x, než u dávek jednorázových. U protražovaných dávek se projevuje pozitivně proces reparaace.
5. klinicky lze prokázat, bylo-li poškození způsobeno ionizujícím zářením, nebo je příčina jiná

Stochastické účinky

Stochastickými účinky rozumíme účinky vyvolané mutacemi, vzniklé působením ionizujícího záření na buňky.

Rozlišujeme dva druhy stochastických účinků:

1. somatické, které jsou vyvolány somatickými mutacemi tkáňové buňky, kdy se jedná o různé formy rakoviny
2. genetické – jsou vyvolané gametickými mutacemi, jedná se o poškození zárodečných buněk

U stochastických účinků platí následující charakteristika:

1. jedná se o účinky bezprahové

2. s rostoucí efektivní dávkou roste také pravděpodobnost jejich výskytu
3. patří sem rakovinné nádory a genetické účinky
4. u stochastických účinků nezáleží, byl-li organismus ozářen v krátkém časovém úseku, nebo byla dávka protražována, neboť tělo asi dávku tzv. pamatuje.
5. léze může v těle cestovat, a proto vznik nádoru nemusí být v ozářeném místě. Z tohoto důvodu se u efektivní dávky provádí sčítání ekvivalentních dávek v celém organismu s přihlédnutím na pravděpodobnost vzniku nádoru v daném orgánu a možnosti jeho léčitelnosti
6. u nádorů nerozeznáme, byly-li způsobeny ionizujícím zářením, nebo jiným vlivem. Je-li třeba toto hodnotit, vychází se z určité míry pravděpodobnosti.
7. velikost účinku není závislá na velikosti dávky
8. stochastický účinek nikdy nevzniká bezprostředně po ozáření, ale až po mnohdy několikaletém období latence

V rámci rizika úmrtí na zářením vyvolanou rakovinu dochází dodnes ke správním řízení, kdy je přiznávána nemoc z povolání. K stochastickým účinkům řadíme také genetická poškození, která se přenášejí do příštích generací, příkladem je Downova choroba. Na závěr lze konstatovat, že stochastické účinky jsou popisovány efektivní dávkou. Tkáňový váhový faktor vyjadřuje relativní citlivost daného orgánu na vznik pozdních stochastických účinků. K vyloučení deterministických účinků a ke snížení pravděpodobnosti účinků stochastických je zaveden systém limitování dávek, v prvé řadě se jedná o základní limity, které jsou rozdělené do tří skupin:

- základní limity obecné
- základní limity pro pracovníky se zdroji
- základní limity pro učně a studenty, kteří vykonávají praxi, čili výuku se zdroji ionizujícího záření

Splnění limitů zajišťuje, že nedochází ke vzniku deterministických účinků a účinky stochastické jsou sníženy tak, že je nelze statisticky doložit.

1.5 Základní povinnosti držitelů povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření

Držitel povolení je povinen soustavně a komplexně hodnotit naplňování podmínek daných v § 4 Atomového zákona a zajišťovat uplatnění výsledků hodnocení v praxi, zejména přednostním zabezpečením radiační ochrany.

Kategorizace radiačních pracovníků

Za účelem monitorování a lékařského dohledu se radiační pracovníci zařazují podle ohrožení zdraví ionizujícím zářením do kategorie A nebo B. Pracovníci kategorie A jsou radiační pracovníci, kteří by mohli obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně, nebo ekvivalentní dávku vyšší než 0,3 limitu ozáření pro oční čočku, kůži a končetiny.

Pracovníci kategorie B jsou všichni ostatní radiační pracovníci, kteří nejsou v kategorii A.

U pracovníků kategorie A je nutno zajistit:

- osobní monitorování
- preventivní lékařské prohlídky, periodické jednou za rok, mimořádné a vstupní a výstupní prohlídky

V kontrolovaném pásmu smějí být k výkonu práce zařazováni pouze pracovníci kategorie A.

Kategorizace pracovišť

Pro účely této práce se zabýváme pouze pracovištěm II. kategorie.

Patří sem:

- pracoviště s jednoduchým zdrojem, které není pracovištěm I. kategorie
- pracoviště s radiodiagnostickým nebo radioterapeutickým rentgenovým zařízením
- pracoviště nukleární medicíny s otevřenými radionuklidovými zářiči

1.6 Základní podmínky bezpečného provozu pracovišť se zdroji IZ

Pro bezpečnost provozu těchto pracovišť musí být zajištěno:

- alespoň jeden dohlížející pracovník
- vymezení a označení KP a sledovaného pásma včetně regulace pohybu osob
- vybavení pracoviště měřicími a testovacími pomůckami a přístroji
- vybavení osobními ochrannými prostředky
- vybavení ochrannými pracovními pomůckami
- pravidelné proškolení a přezkušování pracovníků se zdroji záření
- uvádění zdrojů záření pouze na nezbytnou dobu
- ovládání zdrojů záření z chráněných prostor
- vyřazení používání zdrojů záření s propadlou zkouškou dlouhodobé stability nebo nevyhovujícím výsledkem

U pracovníků kategorie A je nutné zajistit:

- pravidelné výměny a vyhodnocování osobních dozimetřů
- okamžitou výměnu a vyhodnocení osobních dozimetřů v případě podezření či vzniku radiační nehody
- informovanost pracovníků o výsledcích vyhodnocování jejich osobních dozimetřů.

1.6.1 Základní cíle a principy radiační ochrany

Cílem ochrany před ionizujícím zářením je vyloučení deterministických účinků a snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků na společensky přijatelnou míru.

Principy radiační ochrany

Před ionizujícím zářením vycházejí z výše uvedených cílů ochrany, vycházejí čtyři základní principy radiační ochrany. Jedná se o:

- princip zdůvodnění
- princip optimalizace
- princip limitování (tzn. nepřekročitelnost limitů)
- princip fyzické bezpečnosti zdrojů IZ

Systém limitování ozáření

Limity ozáření jsou závislé kvantitativní ukazatele, kdy je stanovena roční dávka, která nesmí být překročena. Pro srovnání uvádím: ^[22]

Tab. 1 Obecné limity

	hodnota limitu (mSv)
Efektivní dávka za kalendářní rok	1
Ekvivalentní dávka v oční čočce za kalendářní rok	15
Ekvivalentní dávka v 1cm ² kůže za kalendářní rok	50

Tab. 2 Limity pro radiační pracovníky

Efektivní dávka za dobu 5 po sobě jdoucích kalendářních roků	100
Efektivní dávka za kalendářní rok	50
Ekvivalentní dávka v oční čočce za kalendářní rok	150
Ekvivalentní dávka v 1cm ² kůže za kalendářní rok	500
Ekvivalentní dávka na končetiny za kalendářní rok	500

Tab. 3 Základní limity pro učně a studenty

Efektivní dávka za kalendářní rok	6
Ekvivalentní dávka v oční čočce za kalendářní rok	50
Ekvivalentní dávka v 1cm ² kůže za kalendářní rok	150
Ekvivalentní dávka na končetiny za kalendářní rok	150

Tab. 4 Zvláštní limity

Ozáření plodu u těhotných žen pracujících se zdroji IZ	1
Výjimečné ozáření pracovníků se zdroji	500
Výjimečné ozáření jedince z obyvatelstva	5
Ozáření osob podléjících se na zásazích v případech radiační nehody	200

Dále je nutné zmínit odvozené limity, které jsou pomocné kvantitativní ukazatele vyjádřené v měřitelných veličinách, které slouží ve vybraných případech k prokazování, že limity pro radiační pracovníky nebyly překročeny. Rovněž důležitými se jeví autorizované limity, což jsou závazné kvantitativní ukazatele stanovené jako výsledek optimalizace radiační ochrany pro jednotlivou radiační činnost nebo jednotlivý ZIZ Státním úřadem pro jadernou bezpečnost v konkrétním povolení.

1.6.2 Způsob ochrany před zevním ozářením

Metodami ochrany před ionizujícím zářením jsou postupy, které zmenšují velikost ozáření.

Mezi tyto metody patří:

- ochrana vzdáleností
- ochrana stíněním
- ochrana časem

Ochrana vzdáleností

Ionizující záření se šíří všemi směry. Množství záření ubývá se čtvercem vzdálenosti. Důležitá je tu skutečnost, že dávkový příkon klesá úměrně vzdálenosti umocněné na druhou. Pro rentgenové záření stejně jako pro záření gama toto platí i v reálném prostředí, tedy ve vzduchu.

Je nutné pracovat co nejdále od zdroje záření. Dostatečné vzdálenosti od zdroje můžeme napomoci např. používáním pomůcek k tomu určených – manipulátory, pinzety a chemické kleště, a to všude, kde je to jen možné. V diagnostice je ochrana vzdáleností

důležitá zejména při skiaskopii.

Ochrana stíněním

Tento způsob ochrany je založen na principu, že mezi zdrojem a cílovou oblastí je vložena vrstva, která část energie ionizujícího záření pohltí.

Způsob stínění má odpovídat druhu záření:

- stínění záření alfa – vzhledem k malému doletu záření alfa postačí jako stínící prostředek list papíru
- stínění záření beta – tloušťka stínící vrstvy je vyšší než u záření alfa, pro beta záření se často používají stínění kombinovaná, tedy vrstvou lehkého a vrstvou těžkého materiálu
- stínění záření gama a rentgenového záření – u těchto typů záření dochází při průchodu záření k fotoefektu, Comptonova jevu a tvoření páru elektron, pozitron. Nejběžnějším konstrukčním stínícím materiálem je olovo, popř. wolfram. Pro stínění místnosti se používají cihly v kombinaci s barytovou omítkou. Ještě lepší stínící schopnost má beton. Při stanovení tloušťky stínící vrstvy se používá termín polotloušťka, což je tloušťka určité látky, která zeslabí dávku ionizujícího záření na polovinu. V radiodiagnostice spočívá ochrana personálu ve stavebních stínících vrstvách, dále v používání osobních ochranných prostředků, mezi které patří např. zástěry, límce, rukavice.

Ochrana časem

Dalším důležitým způsobem ochrany je zmenšení doby ozáření. Pracovník by se měl snažit o co nejkratší dobu práce se zářičem nebo v jeho okolí. Je velmi důležité si v co nejkratší době zorganizovat práci, vynechat zbytečné úkony včas připravit pomůcky apod. Pracovník by se neměl zdržovat v bezprostřední blízkosti zářiče, pokud to není nezbytně nutné. Při zvlášť rizikových pracích lze dosáhnout snížení dávek střídáním pracovníků.

U radiodiagnostických pracovišť spočívá ochrana časem např. v co nejkratší

době zapnutí rentgenového zařízení a také v minimalizaci přítomnosti personálu u zdroje záření v činnosti.

Za nejpraktičtější se považuje využití kombinace všech tří způsobů ochrany – vzdáleností, stíněním a časem. Doba pobytu u blízkosti zdroje by měla být co nejmenší, vzdálenost od zdroje co možná nejdelší.

1.6.3 Monitorování

Cílem monitorování je jednak ověření požadavků limitování ozáření a rovněž prokazování, že radiační ochrana je optimalizována a provoz pracoviště i zdrojů záření je bezpečný. Proto je nutné umožnit včasné zjištění odchylek od běžného provozu.

Monitorování se navrhuje jako:

- soustavné – a to za běžného provozu
- operativní – při určité činnosti

Monitorování je tedy cílené měření veličin, které charakterizuje ozáření osob, pole záření nebo radionuklidy a zaznamenávání a hodnocení výsledků příslušného měření pro účely usměrňování ozáření.

Monitorování pracoviště

Je charakterizováno sledováním veličin:

- pole ionizujícího záření – např. dávkový příkon (příkon ekvivalentní dávky)
- výskyt radionuklidu na pracovišti – např. plošná aktivita či objemová aktivita vzduchu

Monitorování pracoviště se zavádí všude tam, kde bylo vymezeno kontrolované, případně sledované pásmo.

Kontrolované pásmo

Kontrolované pásmo musí být na pracovišti vymezeno tak, aby bylo zajištěno, že se zdroji ionizujícího záření budou nakládat jen osoby k tomu dostatečně odborně i

zdravotně způsobilé.

Kontrolované pásmo se vymezuje všude tam, kde se očekává, že ozáření ionizujícím zářením může překročit 3/10 limitů pro radiační pracovníky.

Sledované pásmo

Sledované pásmo je vymezeno všude tam, kde se vykonává radiační činnost a očekává se, že by ozáření ionizujícím zářením mohlo překročit obecné limity.

Při monitorování pracoviště musí být opatřeny výchozí hodnoty pro odhad horní hranice ekvivalentní dávky, a dále musí být kontrolováno trvání bezpečných pracovních podmínek z hlediska ionizujícího záření a varování při případném vzniku mimořádné události či radiační nehody. K tomu je využíváno jak soustavné, tak operativní monitorování.

Osobní monitorování

Zřizuje se k určování osobních dávek sledováním, měřením a hodnocením zevního a vnitřního ozáření. Provádí se povinně u všech pracovníků kategorie A, externích pracovníků a také u osob, které na pracovištích zasahují při radiačních nehodách či živelných pohromách. K měření zevního ozáření slouží osobní dozimetry. Vyhodnocování základních osobních dozimetrů se provádí po uplynutí jednoměsíčního, případně tříměsíčního vyhodnocovacího období. V případě podezření, že došlo k neplánovanému jednorázovému ozáření pracovníka, je nutné osobní dozimetr vyhodnotit ihned. Vyhodnocováním dozimetrů je pověřen pouze subjekt, který má povolení SÚJB – oprávněná dozimetrická služba.

V současné době rozeznáváme tyto typy základních osobních dozimetrů:

- a) osobní filmové dozimetry
- b) osobní termoluminiscenční dozimetry, případně fotoluminiscenční dozimetry
- c) osobní neutronové dozimetry
- d) prstové termoluminiscenční dozimetry

Osobní dozimetr musí být nošen zásadně na přední levé straně hrudníku, tzn. referenční místo, není-li v programu monitorování určeno jinak. Při používání ochranné stínící zástěry nebo ochranného oděvu, jsou osobní dozimetry nošeny vně této zástěry nebo oděvu.

Prstové termoluminiscenční dozimetry jsou používány při pracích, kde dochází k vyšší radiační zátěži rukou. Jsou nošeny na vnitřní straně prsteníku více exponované ruky, je-li však předpoklad výrazně rozdílné expozice obou rukou, je doporučeno vybavit takové pracovníky dvěma prstovými dozimetry. Při použití osobního neutronového dozimetru musí pracovník nosit i další dozimetr pro měření ozáření zářením gama. Vyžadují-li to podmínky na pracovišti, jsou pracovníci vybaveni základním osobním dozimetrem společně s některým z dozimetrů operativních. Tyto umožňují okamžitý odečet měřené veličiny a přímé signalizování překročené nastavené úrovně. Bývají to zpravidla dozimetry elektronické.

1.6.4 Referenční úrovně a náležitosti programu monitorování

Držitel povolení je povinen sledovat, měřit, hodnotit, ověřovat a zaznamenávat veličiny, parametry a skutečnosti důležité z hlediska radiační ochrany. Monitorování je cílené měření veličin charakterizujících ozáření, pole záření nebo radionuklidy a hodnocení a zaznamenávání výsledků těchto měření pro účely usměrňování ozáření. Základním vnitřním předpisem držitele povolení je program monitorování, který podléhá schválení SÚJB a požadavky na něj jsou stanoveny ve vyhlášce č.307/2002 Sb.

Referenční úroveň je ukazatel nebo kritérium, při jehož překročení nebo nesplnění dochází k zahájení předem stanovených postupů či opatření v radiační ochraně a je tudíž základním prvkem pro provádění hodnocení výsledků monitorování.

Z tohoto pohledu rozlišujeme tři typy referenčních úrovní:

- záznamové
- vyšetřovací

- zásahové

Záznamová úroveň odděluje hodnoty, které zasluhují pozornost od hodnot, které jsou bezvýznamné. Dojde-li k jejich překročení, bývá údaj podrobněji zaznamenán a evidován. Záznamová úroveň se zpravidla volí tak, aby odpovídala jedné desetíně základních limitů.

Vyšetřovací úroveň odděluje hodnoty běžné od hodnot „podezřelých“- tyto signalizují neobvyklý stav. Při překročení bývá podnětem k dalšímu šetření o příčinách a důsledcích zvýšeného výkyvu sledované veličiny radiační ochrany. Zpravidla odpovídá vyšetřovací úroveň třem desetínám základních limitů nebo se stanoví jako horní mez obvykle se vyskytujících hodnot. Překročení nemusí být vždy důvodem přerušení práce.

Zásahová úroveň je úroveň oddělující hodnoty ještě přijatelné od hodnot nebezpečných. Při překročení zásahové úrovně nelze většinou pokračovat v běžné práci se zdroji ionizujícího záření. Zásahových úrovní může být stanoveno i více.

1.7 Ochrana pracovníků

1.7.1 Ochrana pracovníků na oddělení nukleární medicíny

Práce s otevřenými radionuklidovými zářiči na oddělení nukleární medicíny je spojena s určitým rizikem vnějšího, v některých případech i vnitřního ozáření. Je velmi důležité dodržovat zásady ochrany před zevním ozářením a provádět taková opatření, aby bylo zamezeno vnitřní kontaminaci pracovníků.

Důležitá opatření:

- zaměstnanci musí mít pro práci pracovní oděv
- na odděleních se používají osobní ochranné pomůcky – rukavice, zástěry....
- zářiče se při manipulaci neberou do ruky – používají se ochranné pomůcky, mezi které patří např. pinzety, kleště, stínící ochranné obaly, kontejnery apod.)
- důležité je také využití laminárních boxů, a to při činnosti, u které může dojít k úniku radioaktivních látek do ovzduší.

- v kontrolovaném pásmu se nesmí jíst, pít, kouřit

Jak již bylo zmiňováno, nejúčinnějšími metodami ochrany pracovníků je ochrana časem, ochrana vzdáleností a ochrana stíněním. U personálu by měla být snaha trávit s naaplikovanými pacienty co možná nejméně času.

Tato důležitá opatření jsou platná a měla by být užívána u veškerých pracovišť oddělení nukleární medicíny. Jsou samozřejmě užívána i v nemocnici Na Homolce, pražském PET centru. Toto PET centrum je vybavené nejmodernější hybridní PET/CT kamerou Biograph 40 TruePoint TrueView HD značky Siemens.

1.7.2 Ochrana pracovníků na oddělení CT Úrazové nemocnice

Metody ochrany pracovníků (ochrana časem, vzdáleností a stíněním) platí i u diagnostických pracovišť. Opatření zde ale nejsou tak přísná jako na oddělení nukleární medicíny. Pracovníci se zde nedostanou do kontaktu s otevřenými zářiči a množství času strávených s pacienty není nijak rozhodující. CT pracoviště Úrazové nemocnice není nikterak velké. Je tu jedna vyšetřovna s jedním CT přístrojem značky Siemens, místnost s vyšetřovací konzolou, evidence, popisovna lékařů a přípravna, což je místnost, kde se uchovávají věci potřebné pro vyšetření pacientů. Nachází se zde kontrastní látky, injekční stříkačky aj.

Stěny vyšetřovny jsou kryté 3cm barytem a ve dveřích vyšetřovny je zabudované olovo o šířce 5mm. Ve stěně směrem k vyšetřovací konzole je zabudované okénko z olověného skla. Pracovníci během pracovní doby nosí jen pracovní oblečení, nemusí mít na sobě další ochranné pomůcky, jako např. olověné zástěny. Na tomto pracovišti se dělají převážně jen klasická CT vyšetření bez intervenčních výkonů. Během expozice není žádný pracovník ani lékař ve vyšetřovací místnosti.

2. Cíl práce a hypotéza

Cílem práce je porovnání dávek ionizujícího záření obdržené radiologickými asistenty na pracovišti CT a PET/CT. Součástí hodnocení bylo i porovnání postupu radiační ochrany na těchto pracovištích.

Hypotéza: Radiologičtí asistenti jsou ohroženi vyšší dávkou záření při hybridním PET/CT vyšetření než při pouhé CT.

3. Metodika

Sledovaný soubor tvoří dvě skupiny radiologických pracovníků - 13 radiologických asistentů z CT oddělení brněnské Úrazové nemocnice a třináct z PET centra Nemocnice Na Homolce.

Údaje o počtech vyšetření, jejich stratifikaci, způsobech zpracování a dávkách záření v období od 1. 1. 2008 do 30. 9. 2009 byly se svolením uvedených pracovišť získány z podkladů pro zdravotní pojišťovny. Údaje o radiačních dávkách byly zpracovány Celostátní službou osobní dozimetrie v Praze.

Na vypracování statistiky se podílela firma SPSS, AN IBM COMPANY, se sídlem v Praze.

Sledované období

Na pracovišti nukleární medicíny se během tohoto období počet pracovníků měnil. Každý pracovník je sledovaný ohledně radiační zátěže. Údaje o radiačních dávkách jsou zjišťovány pomocí dozimetrů, které jsou vyhodnocovány každý měsíc. Údaje jsou zanesené v tabulkách.

Tab. 5 Osobní dozimetrie - osobní dávkový ekvivalent Hp (10)

Jedná se o údaje za jednotlivé měsíce roku 2008.^[17]

	01/02	02/03	03/04	04/05	05/06	06/07	07/08	08/09	09/10	10/11	11/12
1	0,33		0,10	0,29	0,27	0,31	0,10	0,27	0,33	0,33	0,10
2	0,41	0,50	0,25	0,19	0,21	0,54	0,28	-	-	-	-
3	0,47	0,39	0,31	0,51	0,48	0,34	0,23	0,38	0,32	0,44	0,10
4	0,39	0,20	0,27	0,23	0,10	0,29	0,21	0,30	0,10	0,34	0,10
5	0,27	0,10	0,26	0,10	0,10	0,10	0,10	-	-	-	-
6	0,10	0,19	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10

7	0,50	0,40	0,31	0,35	0,30	0,30	0,20	0,30	0,29	0,37	0,10
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	-	-	-	-	-	-	0,10	0,43	0,35	0,47	0,10
10	0,64	0,46	0,55	0,34	0,44	0,62	0,20	0,32	0,44	0,37	0,10
11	0,58	0,39	0,27	0,24	0,20	0,52	0,10	0,43	0,27	0,30	0,10
12	0,26	0,25	0,27	0,10	0,17	0,21	0,10	0,10	0,47	0,40	0,10
13	-	-	-	-	-	-	-	0,23	0,23	0,28	0,10

počty pracovníků

Tab. 6 Osobní dozimetrie - osobní dávkový ekvivalent Hp (10)

Tabulka ukazuje hodnoty za přelom roku 2008/2009, období do konce září 2009

	12/01	01	02	03	04	05	06	07	08	09
1	0,10	0,10	0,22	0,26	0,14	0,22	0,27	0,17	0,20	0,16
2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	0,10	0,16	0,20	0,10	0,28	0,42	0,46	0,23	0,19	0,35
4	0,10	0,00	0,06	0,14	0,12	0,05	0,05	-	-	-
5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
6	0,10	0,00	0,06	0,05	0,11	0,18	0,30	0,20	0,05	0,23
7	0,10	0,14	0,27	0,29	0,26	0,12	0,25	0,26	0,35	0,31
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	0,10	0,14	0,18	0,38	0,28	0,40	0,24	0,32	0,15	0,18
10	0,10	0,16	0,25	0,46	0,30	0,44	0,52	0,29	0,41	0,36

11	0,10	0,12	0,21	0,23	0,26	0,32	0,26	0,05	0,20	0,33
12	0,10	0,06	0,11	0,30	0,10	0,26	0,14	0,15	0,11	0,20
13	0,10	0,14	0,11	0,28	0,17	0,34	0,24	0,28	0,34	0,13

počty pracovníků

Tab. 7 Prstová dozimetrie - osobní dávkový ekvivalent Hp (0,07)

Tabulka ukazuje hodnoty za jednotlivé měsíce roku 2008

	01/02	02/03	03/04	04/05	05/06	06/07	07/08	08/09	09/10	10/11	11/12
1	1,73	1,41	0,35	2,30	4,19	1,55	0,38	0,76	0,15	1,16	0,10
2	4,33	2,32	3,00	3,06	5,64	12,90	2,02	-	-	-	-
3	2,85	2,25	3,44	7,28	-	0,95	2,25	2,79	2,14	2,71	0,58
4	1,59	0,99	2,15	1,99	4,32	3,43	1,31	1,62	0,76	1,11	0,86
5	1,29	2,04	2,72	5,72	3,83	2,80	2,46	-	-	-	-
6	1,40	1,89	0,10	11,10	3,16	3,66	0,15	0,23	1,27	0,96	0,10
7	2,90	4,61	2,00	9,85	11,34	8,73	6,98	1,96	1,13	5,10	0,10
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	-	-	-	-	-	-	2,46	4,61	3,00	2,02	0,13
10	6,62	2,00	3,31	3,08	3,82	3,02	3,63	0,82	0,78	3,42	0,41
11	3,20	0,72	1,54	3,19	2,88	4,30	0,34	3,01	2,34	1,02	0,10
12	1,72	1,74	2,81	0,58	2,10	0,88	2,15	0,16	3,37	1,36	0,12
13	-	-	-	-	-	-	-	1,77	3,04	3,40	-

počty pracovníků

Tab. 8 Prstová dozimetrie - osobní dávkový ekvivalent Hp (0,07)

Tabulka ukazuje hodnoty za přelom roku 2008/2009, období do konce září 2009

	12/01	01	02	03	04	05	06	07	08	09
1	0,10	1,63	1,33	1,12	0,50	1,07	1,69	0,12	0,10	0,10
2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3	0,19	2,97	4,05	0,35	2,70	4,11	-	1,00	0,83	2,22
4	0,10	0,23	0,35	0,57	0,13	0,10	-	-	-	-
5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
6	0,10	0,12	0,14	0,57	0,15	1,64	2,16	1,31	0,30	0,44
7	0,10	2,51	4,05	2,06	-	0,80	1,68	1,64	2,86	2,14
8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
9	0,10	1,18	1,69	1,84	0,98	0,10	0,19	0,64	0,36	0,30
10	1,55	2,01	1,82	4,17	2,64	1,32	1,83	1,13	1,51	1,57
11	0,23	0,41	2,58	0,94	0,90	2,25	-	0,33	0,87	3,00
12	0,12	0,38	-	0,95	0,28	0,64	0,24	0,40	0,47	-
13	0,39	4,26	1,82	0,94	0,72	3,39	1,81	2,16	1,24	0,60

počet pracovníků

Na pracovišti diagnostiky Úrazové nemocnice se během tohoto období počet pracovníků také měnil. Každý pracovník je sledovaný ohledně radiační zátěže. Údaje o radiačních dávkách jsou zjišťovány pomocí dozimetrů, které jsou vyhodnocovány každé 3 měsíce. Přesné dávky u jednotlivých radiologických asistentů nejsou k dispozici, nicméně se ví, že sumační dávka nepřekročila hodnotu 0,10mSv.

Tab. 9 Počty výkonů na pracovišti PET centra^[6]

PET/CT výkony	8097	82%
ostatní výkony	1817	18%

Tab. 10 Počty výkonů za jednotlivé měsíce na pracovišti PET centra

	2008	2009
Leden	581	227
Únor	505	463
Březen	539	654
Duben	550	621
Květen	470	528
Červen	533	639
Červenec	362	449
Srpen	320	421
Září	580	498
Říjen	632	-
Listopad	337	-
Prosinec	5	-

Tab. 11 Počty výkonů za sledované období na CT pracovišti Úrazové nemocnice^[3]

	Počet	Procento
CT vyšetření s větším počtem scanů	4009	40,5
CT vyšetření bez použití kontrastní látky	3164	32,0
CT vyšetření hlavy nebo těla nativ	1678	16,9
CT vyšetření těla s podáním KL	532	5,4
CT vyšetření kteréhokoliv orgánu	519	5,2
Celkem	9902	100,0

Tab. 12 Počty výkonů za jednotlivé měsíce v Úrazové nemocnici na CT oddělení

	2008	2009
Leden	599	441
Únor	504	445
Březen	444	523
Duben	486	523
Květen	430	482
Červen	432	468
Červenec	478	470
Srpen	463	426
Září	476	465
Říjen	480	-
Listopad	435	-
Prosinec	432	-

Ke srovnání CT a PET/CT oddělení jsem použila údaje a dávky z osobní dozimetrie. Aby bylo možné srovnat dávky z osobní dozimetrie z PET/CT oddělení s dávkami na CT oddělení, bylo nutné dávky z CT oddělení přepočítat za delší období na srovnatelné údaje.

Získané hodnoty radiační zátěže ještě nevypovídají přímo o zatížení pracovníků na konkrétním pracovišti (různé počty výkonů mají vliv na rozdílnou hodnotu celkové průměrné dávky během měsíců). Aby bylo možno celkové dávky kvantifikovat a porovnat, bylo nutné určit, jaká dávka odpovídá jednomu provedenému výkonu podle měsíců.

Podle hodnot v tabulce je zřejmé, že dávka na výkon prosinci 2008 značně převyšuje hodnoty ostatní. Důvodem je zde patrně velmi malý počet výkonů a nepřesnost při měření dávek, kdy již velmi malá dávka nemůže být přesně změřena. Z tohoto důvodu je průměrná dávka v tomto měsíci 0,1mSv, přestože skutečná dávka byla pravděpodobně mnohem nižší. Z tohoto důvodu byla tato hodnota z celkového

vyhodnocení vyloučena, aby nezatěžovala výsledek chybou.

3.1 Postup u osobní dozimetrie PET centra

Výpočet průměrné dávky všech třinácti pracovníků nukleární medicíny během celého sledovacího období. Tento soubor je pro konkrétní měsíc vyhodnocen jako:

$$\mu = \frac{1}{13} \sum_{n=1}^{13} x(n)$$

kde $n = 1, 2, \dots, 13$ označuje pořadové číslo osoby, x je dávka konkrétní osoby v daném měsíci

Průměrnou hodnotu dávky na pracovníka jsem získala zprůměrováním hodnot osobní dozimetrie za jednotlivé měsíce u všech pracovníků, tj. sečetla jsem hodnoty u jednotlivých pracovníků, pokud byly tyto hodnoty pro daný měsíc a pracovníka k dispozici, a vydělila je jejich počtem.

Dávka/výkon – jedná se o průměrnou dávku, jakou dostali pracovníci za jeden výkon v určitém období.

Důležité je určit průměrnou hodnotu radiační zátěže na výkon v průběhu měsíců. Ta je vypočtena podle vztahu:

$$E(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d = 0,5466$$

kde D je celková průměrná dávka na výkon během všech měsíců, d je dávka na výkon za jednotlivé měsíce a N je počet měsíců a je pořadové číslo měsíce. Tím je hodnota

0,5466nSv. Z vyhodnocení byla vyloučena hodnota za prosinec 2008, protože by tato mohla nepříznivě ovlivnit relevanci výsledku.

Dále byl určen rozptyl jako:

$$D(X) = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (d - E(X))^2 = \frac{1}{19} \times 0,62 = 0,033$$

N je počet měsíců, po které sledování probíhalo. Z rozptylu je možno dále určit směrodatnou odchylku:

$$\sigma = \sqrt{D(X)} = \sqrt{0,033} = 0,182$$

Z tohoto výpočtu je možno určit směrodatnou odchylku, která je rovna 0.182nSv.

3.2 Postup u prstové dozimetrie PET centra

Podobně jako u osobní dozimetrie, byla i u prstové dozimetrie určena v každém měsíci průměrná dávka připadající na jeden výkon. I zde je z vyhodnocení vyloučena hodnota z prosince 2008, aby nebyl následný výpočet střední hodnoty zatížen chybou.

Dále byla vypočtena průměrná dávka připadající na jeden výkon v průběhu celého sledovacího období - podobně jako u osobní dozimetrie - podle vztahu:

$$E(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d = \frac{1}{20} \times 85,3 = 4,26$$

Z výpočtu byla opět vyloučena hodnota za prosinec 2008, aby nebyl výsledný výpočet - podobně jako u osobní dozimetrie - zatížen chybou. Výsledkem je 4,264 nSv.

Dále byl určen rozptyl:

$$D(X) = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (d - E(X))^2 = \frac{1}{19} \times 118,3 = 6,23$$

Z tohoto výpočtu je možno určit směrodatnou odchylku, která je rovna 2,5nSv.

$$\sigma = \sqrt{D(X)} = \sqrt{6,23} = 2,5$$

4. Výsledky

V následujících tabulkách jsou uvedeny výkony uskutečněné v průběhu jednotlivých měsíců a je zde vypočtena průměrná dávka na měsíc a výkon pro každý měsíc. Tyto tabulky vychází z údajů pro osobní dozimetrii zaměstnanců PET centra.

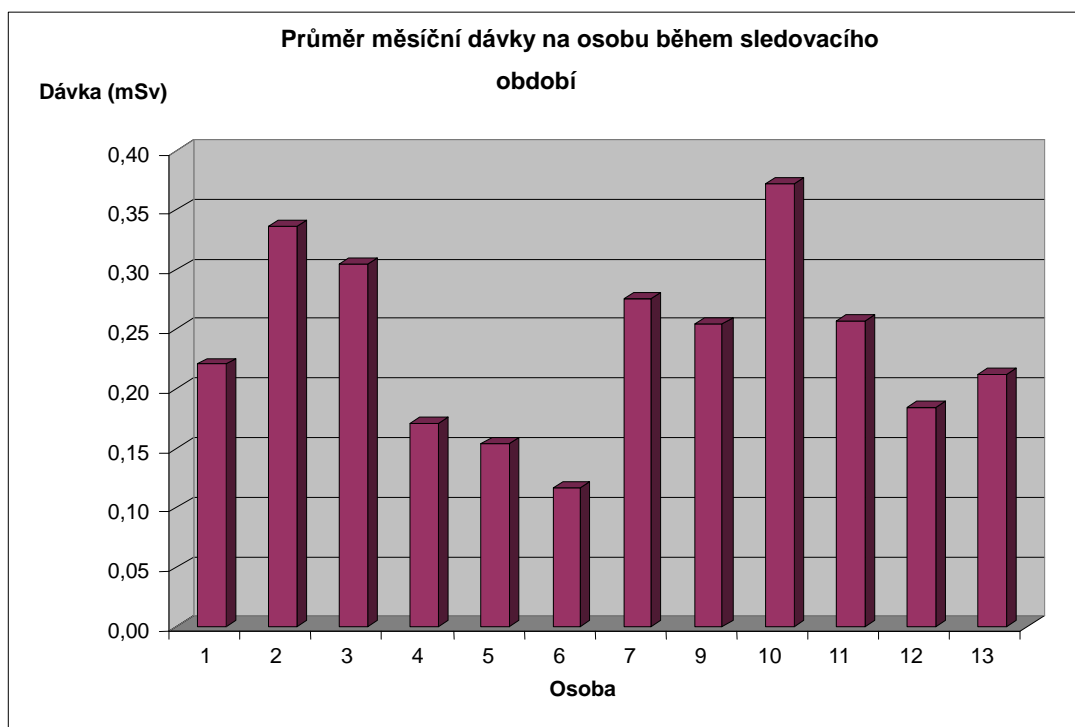
Tab. 13 Průměrné dávky, počty výkonů a průměr dávek za výkony v roce 2009 v osobní dozimetrii

	2009								
	září	srpen	červenec	červen	květen	duben	březen	únor	leden
Dávka za měsíc (mSv)	0,25	0,222222	0,216667	0,273	0,275	0,202	0,249	0,167	0,102
Výkony za měsíc	498	421	449	639	528	621	654	463	227
Dávka na výkon (nSv)	0,502008	0,527844	0,482554	0,42723	0,520833	0,325282	0,380734	0,360691	0,449339

Tab. 14 Průměrné dávky, počty výkonů a průměr dávek za výkony v roce 2008 v osobní dozimetrii

2008											
prosinec	listopad	říjen	září	srpen	červenec	červen	květen	duben	březen	únor	leden
0,1	0,1	0,34	0,29	0,286	0,156364	0,333	0,237	0,245	0,269	0,32	0,395
5	337	632	580	320	362	533	470	550	539	505	581
20	0,296736	0,537975	0,5	0,89375	0,431944	0,624765	0,504255	0,445455	0,499072	0,633663	0,679862

Graf 1 Průměrná měsíční dávka na zaměstnance během sledovacího období v osobní dozimetrii



Podle údajů osobní dozimetrie byly dále vypočítány hodnoty průměrné měsíční zátěže u každé osoby v průběhu celého sledovacího období. Na přiloženém grafu jsou tyto hodnoty vyneseny, je možno z něj postřehnout, že tato zátěž byla nejvyšší pro pracovníka s pořadovým číslem 10. Z grafu je dále vyloučena osoba 8, pro kterou nejsou údaje o dozimetrii během sledovacího období k dispozici.

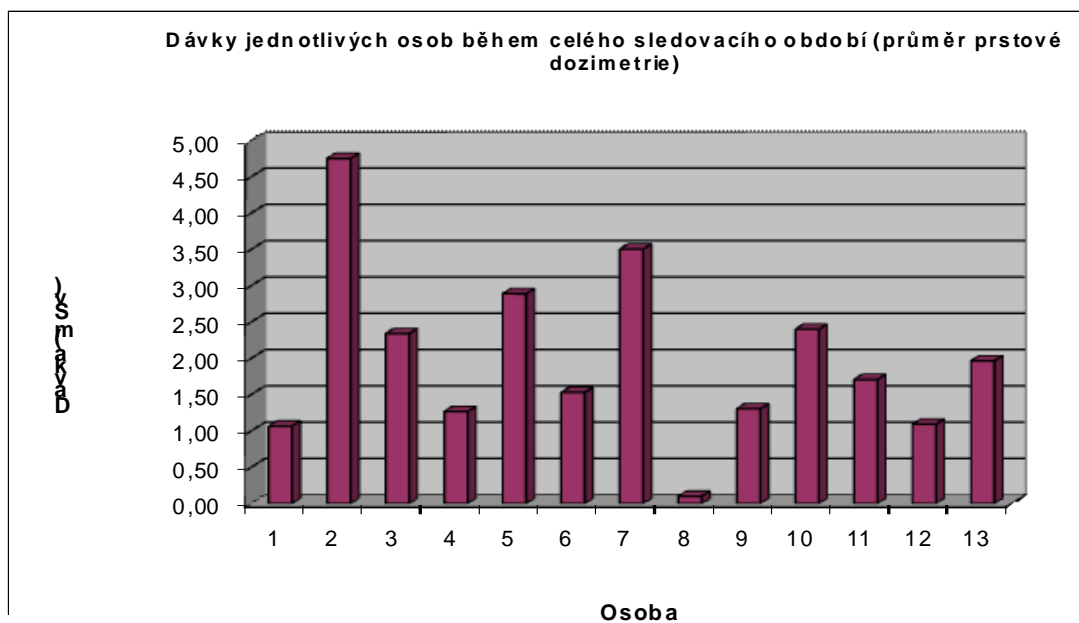
Tab. 15 Průměrné dávky, počty výkonů a průměr dávek za výkony v roce 2009 v prstové dozimetrii

	2009								
	září	srpen	červenec	červen	květen	duben	březen	únor	leden
pr.dávka	1,29625	0,948889	0,97	1,371429	1,542	1,107	1,351	1,981111	1,57
počet výkonů	498	421	449	639	528	621	654	463	227
dávka/výkon	2,602912	2,253893	2,160356	2,146211	2,920455	1,782609	2,065749	4,278858	6,9163

Tab. 16 Průměrné dávky, počty výkonů a průměr dávek za výkony v roce 2008 v prstové dozimetrii

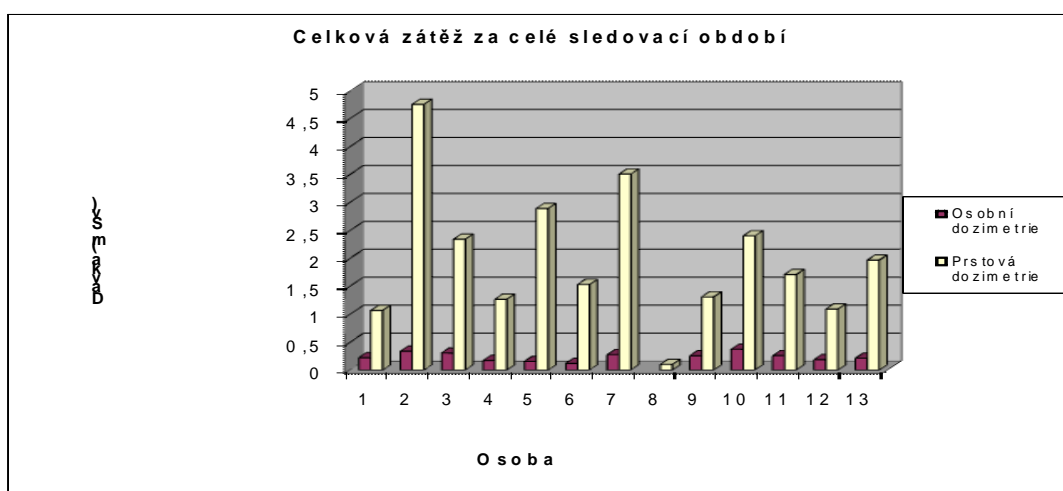
	2008											
	prosinec	listopad	říjen	září	srpen	červenec	červen	květen	duben	březen	únor	leden
	0,298	0,277778	2,226	1,798	1,773	2,193636	4,222	4,586667	4,815	2,142	1,997	2,763
	5	337	632	580	320	362	533	470	550	539	505	581
	59,6	0,824268	3,522152	3,1	5,540625	6,059769	7,921201	9,758865	8,754545	3,974026	3,954455	4,755594

Graf 2 Průměrná měsíční dávka na zaměstnance během sledovacího období v prstové dozimetrii

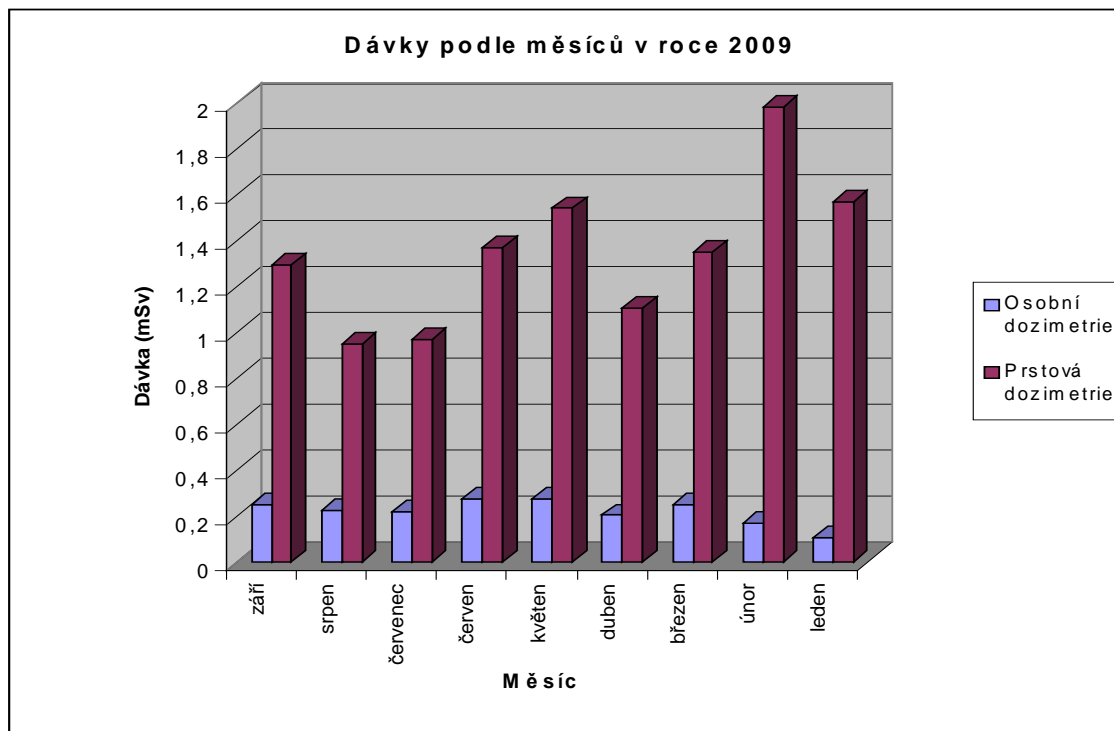


Tento graf vypovídá o tom, že nejvyšší průměrnou dávkou v prstové dozimetrii měl pracovník 2 a naopak nejnižší dávku pracovník 8.

Graf 3 Pro lepší srovnání – průměrná celková zátěž za celé sledované období pro jednotlivé pracovníky PET centra

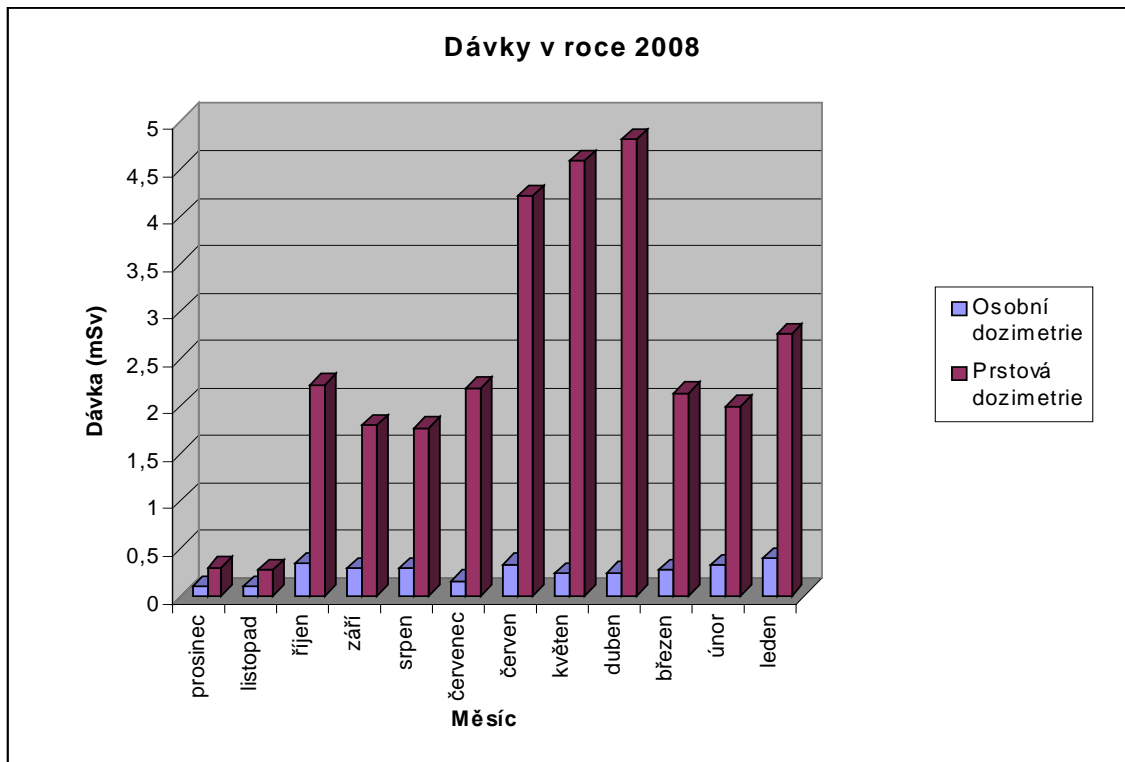


Graf 4 Průměrné měsíční dávky na zaměstnance PET centra za rok 2009 pro osobní i prstovou dozimetrii



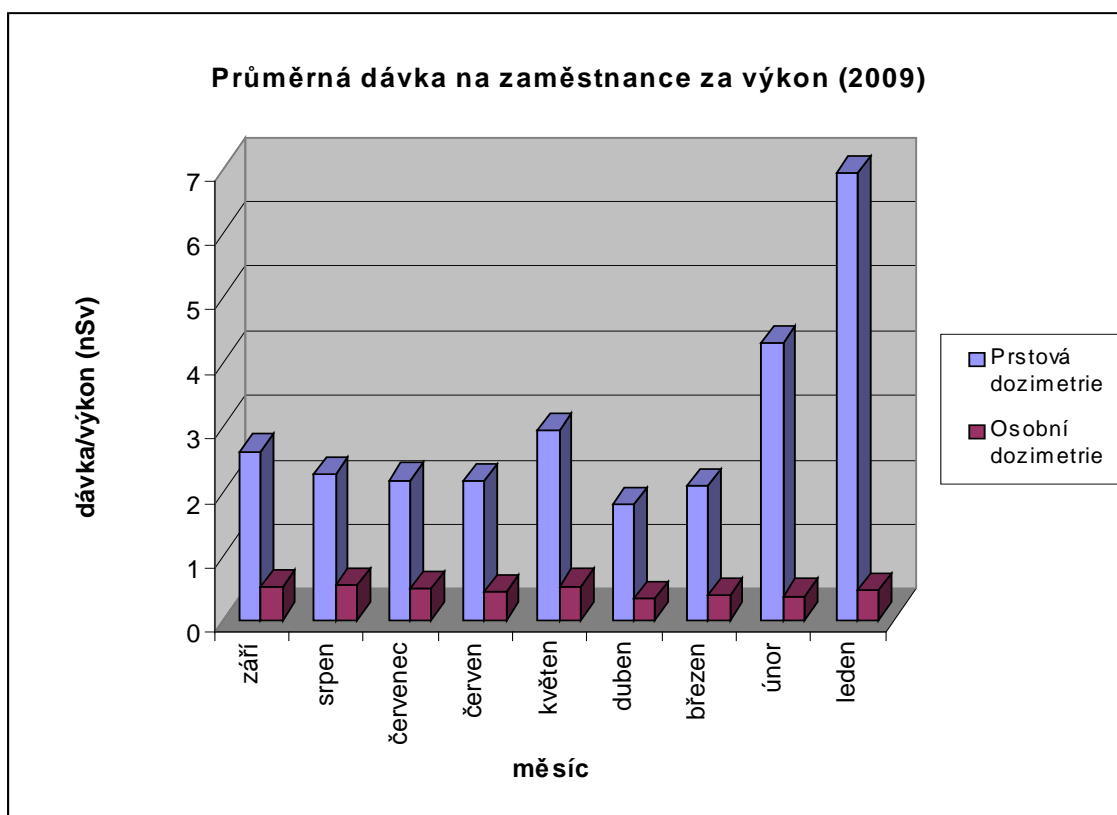
Graf je vyhotovený pro lepší orientaci v průměrných dávkách pro pracovníky za jednotlivé měsíce roku 2009. Vychází se především ze základních tabulek – č. 13 a č. 15. Z grafu je patrné, že měsíc s nejvíce zatěžující dávkou v prstové dozimetrii byl únor, s nejméně zatěžující dávkou v prstové dozimetrii byl srpen. U osobní dozimetrie je měsíc s nejvyšší dosaženou dávkou pro pracovníka měsíc květen a s nejméně dosaženou dávkou pro pracovníky měsíc leden.

Graf 5 Průměrné měsíční dávky na zaměstnance za rok 2008 pro osobní i prstovou dozimetrii zaměstnanců PET centra



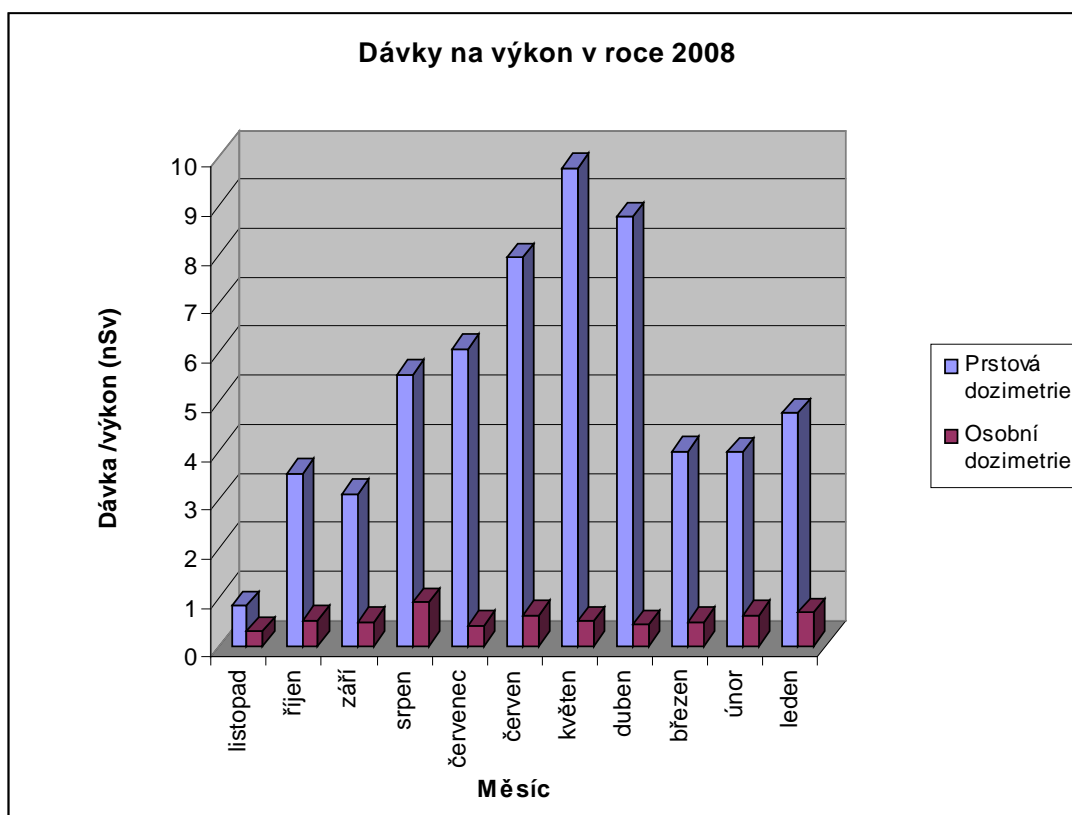
Graf je vyhotovený pro lepší orientaci v průměrných dávkách pro pracovníky za jednotlivé měsíce roku 2008. Vychází se především ze základních tabulek – č. 14 a č. 16. Z grafu je patrné, že měsíc s nejvíce zatěžující dávkou v prstové dozimetrii byl duben, s nejméně zatěžující dávkou v prstové dozimetrii byl srpen. U osobní dozimetrie je měsíc s nejvyšší dosaženou dávkou pro pracovníka měsíc leden a s nejméně dosaženou dávkou pro pracovníky měsíce listopad a prosinec.

Graf 6 Průměrná dávka na zaměstnance PET centra na výkon za rok 2009



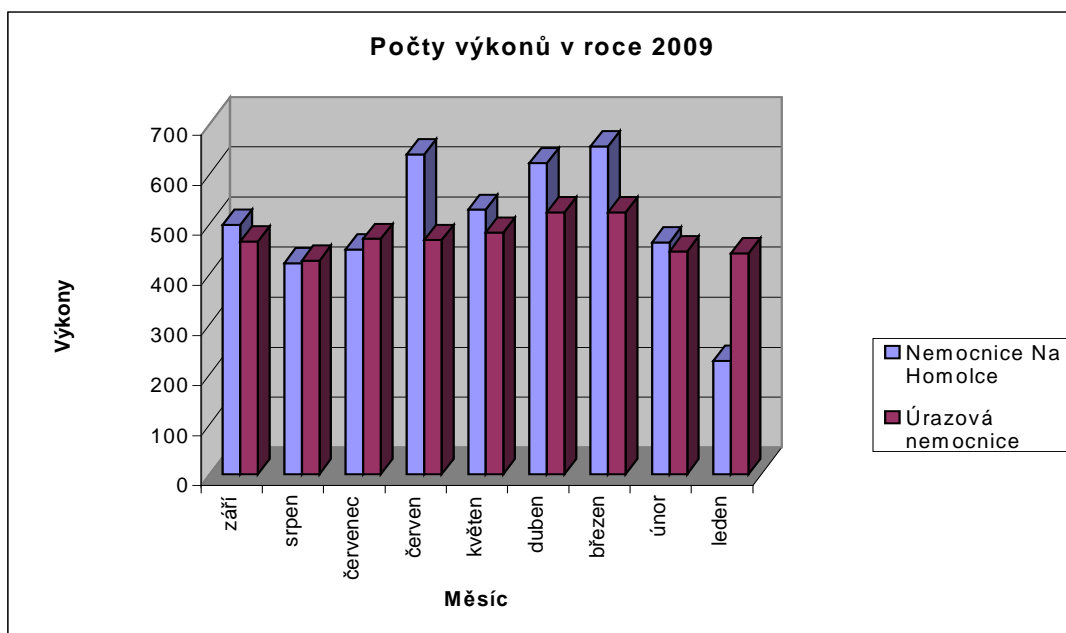
Z grafu 6 vyplývá, že pro prstovou dozimetrii je nejvyšší průměrná dávka na výkon v měsíci lednu, nejnižší průměrná dávka na výkon v měsíci dubnu. U osobní dozimetrie byla nejvyšší průměrná dávka na výkon v květnu, nejnižší průměrná dávka na výkon v dubnu.

Graf 7 Průměrná dávka na zaměstnance PET centra na výkon za rok 2008



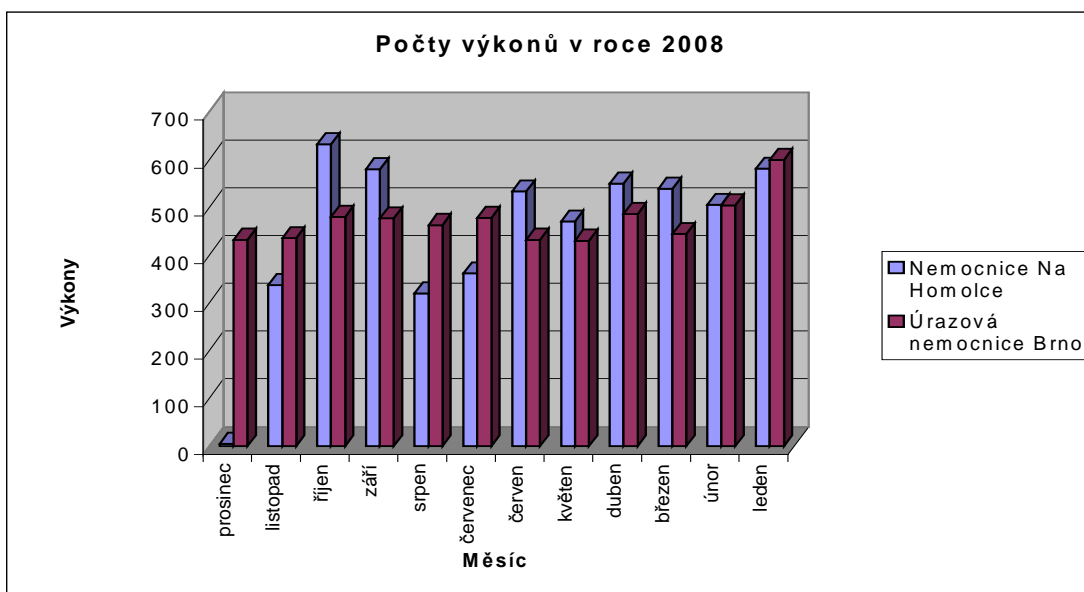
Z grafu 7 vyplývá, že pro prstovou dozimetrii je nejvyšší průměrná dávka na výkon v měsíci květnu, nejnižší průměrná dávka na výkon v měsíci listopadu. U osobní dozimetrie byla nejvyšší průměrná dávka na výkon v srpnu, nejnižší průměrná dávka na výkon v listopadu.

Graf 8 Počty výkonů na jednotlivých pracovištích za rok 2009



Z grafu 8 vyplývá, že nejvíce výkonů v Nemocnici Na Homolce bylo provedeno v březnu, nejméně v lednu. V Úrazové nemocnici bylo provedeno nejvíce výkonů v březnu a dubnu, nejméně v srpnu.

Graf 9 Počty výkonů na jednotlivých pracovištích za rok 2008



Z grafu 9 vyplývá, že nejvíce výkonů v Nemocnici Na Homolce bylo provedeno v říjnu, nejméně v prosinci. V Úrazové nemocnici bylo provedeno nejvíce výkonů v lednu, nejméně v květnu.

5. Diskuze

Údaje o pracovnících Úrazové nemocnice v Brně týkající se přesných dávek, jakým byli tito pracovníci vystaveni v průběhu sledovacího období, tj. od ledna 2008 do září 2009, nejsou k dispozici. Z toho důvodu není v tomto okamžiku ani možné provést přesnou kvantitativní analýzu týkající se srovnání dávek zaměstnanců obou dvou zařízení. Lze nicméně konstatovat, že sumační dávka na jednoho pracovníka Úrazové nemocnice nepřekročila během tří měsíců hodnotu $0,10\text{mSv}^{[2]}$. Z toho vyplývá, že celková roční dávka za rok 2008 byla maximálně $0,40\text{mSv}$ průměrně na jednoho zaměstnance. V průběhu roku 2008 bylo v Úrazové nemocnici provedeno 5659 výkonů, zatímco v průběhu roku 2009 se jednalo v období od ledna do září o 4243 výkonů. Celková maximální dávka na zaměstnance byla tedy maximálně $0,7\text{mSv}$ během celého sledovacího období. Tato hodnota odpovídá dávce vztahované na výkon (v nSv).

Z grafů bylo zjištěno, že dávky prstové dozimetrie jsou daleko vyšší než dávky osobní dozimetrie na PET centru. Radiologičtí asistenti tráví určitý čas své pracovní doby u laminárních boxů, kde rozdělují aktivitu z penicilinky podle počtů pracovníků. Tito pracovníci se ovšem pravidelně střídají. Velmi důležitá je přesnost a opatrnost laboranta při práci.

CT pracoviště má velkou výhodu oproti oddělení nukleární medicíny především mnohem nižšími dávkami ionizujícího záření, které jsou u pracovníků zaznamenávány. Je to především z důvodů nepoužívání radiofarmak na CT, takže je vyloučena práce s nimi a kontakt s pacienty, kterým bylo radiofarmakum aplikováno. Během CT vyšetření se v době expozice pracovník nenachází ve vyšetřovně.

Počty výkonů se na jednotlivých pracovištích během sledovaného období mění. Na pracovišti PET centra je větší rozdíl v množství výkonů během jednotlivých měsíců. V roce 2009 bylo množství výkonů zvýšené v jarních měsících – převážně v březnu a dubnu, naopak snížený počet vyšetření odpovídá měsícům červenec a srpen, což může být zapříčiněno dobou dovolených. Pro rok 2008 není tak srovnatelné množství výkonů u jednotlivých pracovišť, tak jako pro rok 2009. V Nemocnici Na Homolce bylo nejvíce výkonů roku 2008 v měsících září a říjnu. Naopak v prázdninových měsících byly počty

výkonů jedny z nejnižších. V brněnské Úrazové nemocnici bylo za rok 2008 provedeno nejvíce výkonů v zimních měsících – v lednu a únoru, naopak v prázdninových měsících nebyly počty výkonů nejnižší. Je dost pravděpodobné, že taková situace nastala z důvodu toho, že Úrazová nemocnice byla ještě v této době traumacentrem.

Srovnání

Sledované období je u obou pracovišť 21 měsíců. Pracovníci brněnské Úrazové nemocnice pracující s CT přístrojem mají dozimetry kontrolované každé 3 měsíce. Tj. $(21/3)*0,10 = 0,7\text{mSv}$ - maximální možná dávka pro zaměstnance $(0,7/9902)*1000 = 0,07\text{nSv}$, což je průměrná hodnota dávky, kterou dostane pracovník na jeden výkon

Důležité je srovnání dávek pracovníků jednotlivých pracovišť za 1 a $\frac{3}{4}$ roku. Pracovník Úrazové nemocnice může dostat maximální dávku 0,7mSv. To znamená, že roční dávka vychází na 0,4mSv.

Pracovník Nemocnice Na Homolce dostává průměrnou dávku 0,24 mSv za měsíc. To znamená, že za rok dostane dávku 2,88mSv.

Jiná je situace u prstové dozimetrie pracovníků Nemocnice Na Homolce. Zde je průměrná měsíční dávka 1,96 mSv, což odpovídá roční dávce 23,55 mSv.

Radiační dávky pracovníků obou pracovišť jsou zcela v normách povolených hodnot.

6. Závěr

Ve své práci srovnávám dávky ionizujícího záření u radiologických pracovníků na pracovištích PET centra Nemocnice Na Homolce a CT pracovišti Úrazové nemocnice v Brně. Srovnávám především osobní dozimetrii u obou pracovišť.

Roční dávka na pracovníka Úrazové nemocnice vychází na 0,4mSv. U osobní dozimetrie pracovníků Nemocnice Na Homolce dostává pracovník roční průměrnou dávku 2,88mSv.

Pro jasnější přehled uvádím i průměrnou roční hodnotu u prstové dozimetrie na pracovníka Nemocnice Na Homolce. Jedná se o průměrnou roční dávku 23,55 mSv. Radiační dávky pracovníků obou pracovišť jsou zcela v normách povolených hodnot.

Výsledky potvrzují hypotézu, že na oddělení nukleární medicíny jsou radiologičtí asistenti na oddělení PET/CT vystaveni vyšší radiační zátěži než na oddělení radiodiagnostiky při práci s CT přístrojem. Výsledky však odpovídají limitům pro radiační pracovníky podle vyhlášky 307/2002 Sb., a potvrzují, že dodržování pravidel radiační ochrany je účinným prostředkem v individuální ochraně radiologického asistenta.

7. Seznam použité literatury

- [1] BĚLOHLÁVEK O. a kol.: Pozitronová emisní tomografie s fluorodeoxyglukózou. Praha: Lacomed spol. s.r.o., 2004, s. 10-14, ISBN 80-902873-8-7
- [2] BRHELOVÁ H.: RE: Radiační zátěž personálu Úrazové nemocnice Brno
- [3] ČERNOŠKOVÁ: RE: Počty výkonů na pracovišti Úrazové nemocnice
- [4] DIXON R.: Stanovení dávky a její hodnocení v diagnostické radiologii. Praktická radiologie, 3, 1998, 3:4-8
- [5] ELIÁŠ P. a kol.: Moderní diagnostické metody. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998, s. 6-20, ISBN 80-7013-294-9
- [6] FENCL P.: RE: Počty výkonů na pracovišti. On line: Pavel.Fenc1@homolka.cz
- [7] FERDA J. a kol.: Multidetektorová výpočetní tomografie. Česká radiologie, 58, 2004, 5:316-319
- [8] FILIP J.: Radiační ochrana pro vybrané pracovníky pracovišť s diagnostickými rentgeny ve zdravotnictví, Brno, 2007
- [9] HAVRÁNEK J.: Základy zdravotnické statistiky. Skripta ZSF JCU, České Budějovice, 2004, 100 s. ISBN 80-7040-663-1
- [10] HORALÍK J.: Specifika práce radiologického asistenta. Praktická radiologie, 13, 2008, 2:29-31
- [12] HUŠÁK V., PTÁČEK J.: Radiační ochrana. Česká radiologie, 61, 2007, 1:80-84
- [13] CHMELOVÁ J., KOVAL S.: Spirální CT. Česká radiologie, 51, 1997, 3:131-137
- [14] JANEBA D. a kol.: Fúze obrazu v nukleární medicíně. Česká radiologie, 56, 2002, 2:105-109
- [15] KAFKA P.: Radiofarmaka a jejich využití. Praktická radiologie, 7, 2002, 3:8-11
- [16] KLENER V. a kol.: Principy a praxe radiační ochrany. Státní úřad pro jadernou bezpečnost, Praha, 2000, s. 120, ISBN 80-238-3703-6
- [17] MÁCA P.: RE: Radiační zátěž personálu. On line: pavel.maca@homolka.cz
- [18] MARCELISOVA Z.: Ochrana při práci s ionizujícím zářením. Praktická radiologie, 12, 2007, 4:20-22
- [19] NOVOTNÁ M.: PET/CT – hybridní zobrazovací systém. Praktická radiologie 9,

2004, 4:6-8

[20] NOVOTNÁ M.: PET/CT v diagnostice zánětů. Praktická radiologie, 15, 2010, 1:36-39

[21] SINGER J.: Principy radiační ochrany. Skripta ZSF JCU, České Budějovice, 2004, s. 42, ISBN 80-7040-708-5

[22] SÚJB. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů

[23] VOTRUBOVÁ J. a kol.: Klinické PET a PET/CT. Galén, 2009, s. 41-50, ISBN 978-80-7262-619-9

[24] VOTRUBOVÁ J., FENCL P.: Hybridní zobrazování PET/CT. Česká radiologie, 58, 2004, 5:333-337

[25] VYBÍRAL P.: PET/CT – zobrazování hybridním systémem. Praktická radiologie, 12, 2007, 1:31-33

Vyhláška

[26] VYHLÁŠKA č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně

Časopisy

[27] Časopis Trend firmy Siemens. Praha, 2009, E 145 25

8. Klíčová slova

pozitronová emisní tomografie, počítačová tomografie, radiační ochrana, osobní dávkový ekvivalent, limity pro radiační pracovníky

9. Příloha

Obr. 1 PET/CT přístroje z PET centra Na Homolce



Obr. 2 CT přístroje z Úrazové nemocnice v Brně



Obr. 3 Konzola pro nastavení CT vyšetření

