

# UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. lékařská fakulta

Ústav nukleární medicíny 1. LF a VFN

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

*Téma: Radiační zátěž pacientů a personálu při vyšetření scintilační kamerou  
SPECT/CT*

Září 2006

**Diplomant:**

**Bc. Alena Kvasilová**

*(studentka oboru Zdravotnická technika a informatika)*

**Vedoucí práce:**

**RNDr. Olga Nováková, CSc.**

**Konzultant:**

**Ing. Daniela Kotalová**

## **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem předloženou diplomovou práci na téma „Radiální zátěž pacientů a personálu při vyšetření scintilační kamerou SPECT/CT“ vypracovala samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů. Dále prohlašuji, že nemám námitek proti půjčování nebo zveřejňování mé diplomové práce nebo její části se souhlasem katedry.

V Praze dne

*15. 9 2006 Alena Kvanlová*

.....

**Ráda bych srdečně poděkovala své školitelce RNDr. Olze Novákové, CSc. a své konzultantce Ing. Daniele Kotalové za laskavé vedení mé diplomové práce a za cenné rady a připomínky, které mi velmi pomohly v jejím zdárném napsání.**

**Název práce:** Radiační zátěž pacientů a personálu při vyšetření scintilační kamerou SPECT/CT

**Autor:** Bc. Alena Kvasilová

**Studijní obor:** Zdravotnická technika a informatika

**Druh práce:** Diplomová práce

**Vedoucí práce:** RNDr. Olga Nováková CSc., Ústav nukleární medicíny, 1.LF UK v Praze

**Konzultant:** Ing. Daniela Kotalová, Ústav nukleární medicíny, 1.LF UK v Praze

**Abstrakt:** „Low-dose“ CT Hawkeye (140 keV, 2,5 mA) vytváří rentgenový svazek o výrazně nižší intenzitě než běžná diagnostická CT. Zvyšující se zájem o hybridní SPECT/CT kamery vyžaduje monitorování radiační zátěže pacientů. V práci je proveden výpočet efektivní (E) a ekvivalentní ( $H_T$ ) dávky pro některé typy vyšetření. Pro výpočet byl použit program „ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator“. Dávky z „low-dose“ CT byly porovnány s dávkami z aplikovaných radiofarmak. Hodnoty E - průměrné $\pm$ SD (min-max) z „low-dose“ CT byla  $1,86\pm 0,13$  (1,73-2,04) mSv při SPECT/CT perfúzi myokardu ( $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview),  $0,26\pm 0,04$  (0,20–0,37) mSv při SPECT/CT příštítných tělísek ( $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI) a  $0,83\pm 0,52$  (0,21-1,73) mSv při SPECT/CT skeletu ( $^{99m}\text{Tc}$ -MDP). Při SPECT/CT vyšetření v onkologii byla E z CT  $1,07\pm 0,51$  (0,45-2,25) mSv při vyšetření  $^{111}\text{In}$ -Octreoscan a  $1,16\pm 0,48$  (0,54-2,40) mSv při  $^{123}\text{I}$ -MIBG. Maximální efektivní dávka z „low-dose“ CT byla 11% E z 2200 MBq  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview, 6% E z 700 MBq  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI a 43% E z 700 MBq  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP. Při SPECT/CT v onkologii byla E z „low-dose“ CT 21% E z 200 MBq of  $^{111}\text{In}$ -Octreoscan a 92% E z 200 MBq  $^{123}\text{I}$ -MIBG. „Low-dose“ CT nezvyšuje efektivní dávky personálu.

**Klíčová slova:** Radiační dozimetrie, Low-dose CT, Radiační ochrana

*Title:* Effective and equivalent doses from low-dose CT in staff and patients examined by SPECT/CT

*Author:* Bc. Alena Kvasilová

*Subject field:* Biomedical engineering and computer science

*Sort of project:* Diploma thesis

*Supervisor:* RNDr. Olga Nováková CSc., Department of Nuclear Medicine, 1<sup>st</sup> Faculty of Medicine, Charles University in Prague

*Consultant:* Ing. Daniela Kotalová, Department of Nuclear Medicine, 1<sup>st</sup> Faculty of Medicine, Charles University in Prague

*Abstract:* “Low dose” CT (140 keV, 2,5 mA) Hawkeye produces significantly lower intensity of the beam than x-ray diagnostic CT. However, growing interest in hybrid SPECT/CT and the number of examinations require monitoring of additional dose in order to keep patients radiation burden as low as possible. Effective (E) and equivalent ( $H_T$ ) doses in several types of SPECT/CT examinations performed on scintillation camera Infinia/Hawkeye were calculated using “ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator”. The doses from “low-dose” CT have been compared with those from radionuclides used in SPECT. E values mean $\pm$ SD (min-max) from “low-dose” CT was 1,86 $\pm$ 0,13 (1,73-2,04) mSv in SPECT/CT of myocardial perfusion ( $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview), 0,26 $\pm$ 0,04 (0,20–0,37) mSv in SPECT/CT of parathyroid glands ( $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI) and 0,83 $\pm$ 0,52 (0,21-1,73) mSv in SPECT/CT of bone ( $^{99m}\text{Tc}$ -MDP). In oncology SPECT/CT examinations, E from “low-dose” CT was 1,07 $\pm$ 0,51 (0,45-2,25) mSv using  $^{111}\text{In}$ -Octreoscan and 1,16 $\pm$ 0,48 (0,54-2,40) mSv using  $^{123}\text{I}$ -MIBG. The maximum E from “low-dose” CT was 11% of E from 2200 MBq  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview, 6% of E from 700 MBq  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI and 43% of E from 700 MBq  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP. In oncology examinations E from “low-dose” CT was 21% of E from 200 MBq  $^{111}\text{In}$ -Octreoscan and 92% of E from 200 MBq  $^{123}\text{I}$ -MIBG. “Low-dose” CT does not increase effective doses of staff.

*Key words:* Radiation dosimetry, Low-dose CT, Radiation protection

# Obsah

1.	ÚVOD.....	2
2.	SCINTIGRAFIE, SCINTILAČNÍ KAMERY A SPECT/CT.....	3
3.	VYŠETŘENÍ SPECT.....	7
3.1	SCINTIGRAFIE SKELETU .....	7
3.2	SCINTIGRAFIE PŘÍŠTÍTNÝCH TĚLÍSEK .....	8
3.3	PERFÚZNÍ SCINTIGRAFIE MYOKARDU.....	9
3.4	SCINTIGRAFIE NÁDORŮ.....	10
4.	VÝPOČET DÁVEK V NUKLEÁRNÍ MEDICÍNĚ.....	13
4.1	DEFINICE POUŽÍVANÝCH VELIČIN .....	15
4.2	VÝPOČET $E$ , $H_T$ Z VNITŘNÍHO OZÁŘENÍ.....	18
4.3	VÝPOČET VNĚJŠÍHO OZÁŘENÍ.....	24
5.	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST .....	26
5.1	METODIKA VÝPOČTU .....	26
5.2	VÝPOČTY $H_T$ A $E$ PRO CT VYŠETŘENÍ .....	29
5.2.1	<i>SPECT/CT skeletu</i> .....	29
5.2.2	<i>SPECT/CT příštítných tělísek</i> .....	31
5.2.3	<i>SPECT/CT perfúze myokardu</i> .....	32
5.2.4	<i>SPECT/CT nádorů</i> .....	33
5.3	POROVNÁNÍ HODNOT $E$ Z CT A Z RADIOFARMAK .....	38
5.4	RADIAČNÍ ZÁTĚŽ PERSONÁLU PŘI SPECT/CT VYŠETŘENÍ .....	41
6.	ZÁVĚR.....	44
7.	POUŽITÁ LITERATURA:.....	45
8.	SEZNAM PŘÍLOH:.....	46

# 1. Úvod

Moje diplomová práce je věnována problematice stanovení a hodnocení radiační zátěže pacientů a personálu při SPECT/CT vyšetření pomocí scintilační SPECT/CT kamery Infinia/Hawkeye (firma GE Medical System). Sledovala jsem dva hlavní úkoly:

1) Určení ekvivalentní dávky pro jednotlivé orgány a efektivní dávky, kterou obdrží pacient při vybraných SPECT/CT vyšetřeních. Ekvivalentní i efektivní dávka z CT je vypočtena pomocí počítačového programu (ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator). Výsledné hodnoty efektivních dávek z CT jsou porovnány s hodnotami efektivních dávek z aplikovaných radiofarmak, které jsem převzala z odborné literatury.

2) Stanovení radiační zátěže personálu, který zajišťuje SPECT/CT vyšetření. Naměřená data dávkového příkonu kolem funkčního CT jsou porovnána s dávkovou distribucí udávanou výrobcem.

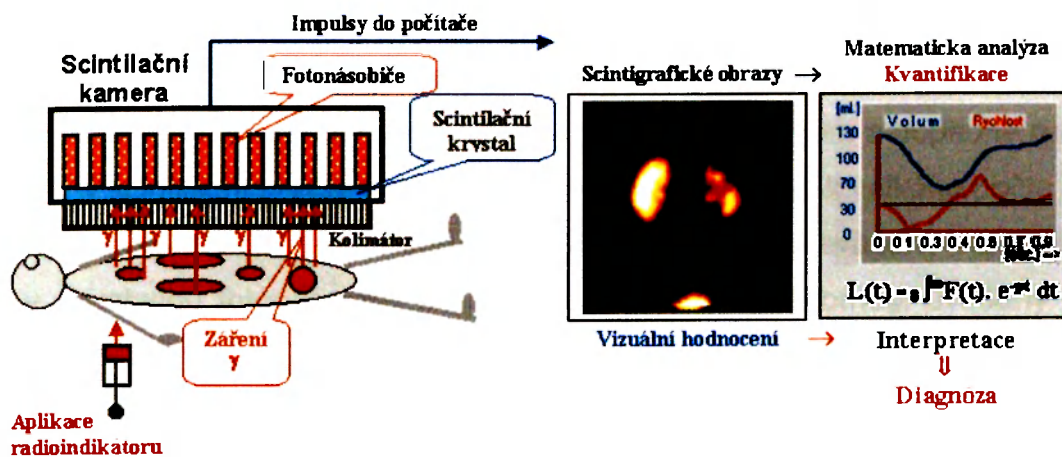
Každý, kdo užívá ionizujícího záření, je povinen v mezích své působnosti činit potřebná opatření k ochraně zdraví svého, svých spolupracovníků a ostatních osob. Základním legislativním rámcem pro práci s ionizujícím zářením je v současné době, tzv. „Atomový zákon“ (zákon č. 18/1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření) a související normy a předpisy (vyhlášky SÚJB č. 184/1997, č. 146/1997, č. 214/1997).

Atomový zákon stanovuje nejobecnější pravidla pro práci se zdroji ionizujícího záření, zejména jsou důležité cíle radiační ochrany – vyloučení deterministických účinků a omezení stochastických účinků na minimum, dále práce s ionizujícím zářením, tj. zdůvodněním činností (riziko versus profit), optimalizace (ozáření lidí versus náklady na jeho zmenšení), limitování (přírodní zdroje, lékařská expozice,...).

Limity jsou základní obecné, do kterých se nezapočítává expozice nemocných ionizujícím zářením jako součást jejich diagnostiky či terapie (lékařská expozice), ozáření z přírodních zdrojů. Zvláštní směrnice mají likvidace jaderných havárií. Dalšími stanovenými limity jsou základní limity pro pracovníky se zdroji ionizujícího záření. Všechny jmenované limity uvádím v *Příloze 1*.

## 2. Scintigrafie, scintilační kamery a SPECT/CT

Scintigrafie je metoda nukleární medicíny, která spočívá v aplikaci radiofarmaka do organismu pacienta a zevní detekci vycházejícího záření  $\gamma$  pomocí scintilační kamery (Obr. 2.1). Radiofarmakum je chemická látka označená radionuklidem.



Obr. 2.1.: Schéma procesu scintigrafického vyšetření

Radiofarmakum vstupuje po aplikaci pacientovi do jeho metabolismu a podle farmakokinetiky daného typu radiofarmaka je v organismu distribuováno a následně vychytáváno (kumulováno) v určitém cílovém orgánu. Míra lokální akumulace radiofarmaka záleží na intenzitě místních metabolických a funkčních dějů v orgánech a tkáních. Případné poruchy funkce lze pomocí scintigrafického zobrazení lokalizovat a kvantifikovat.

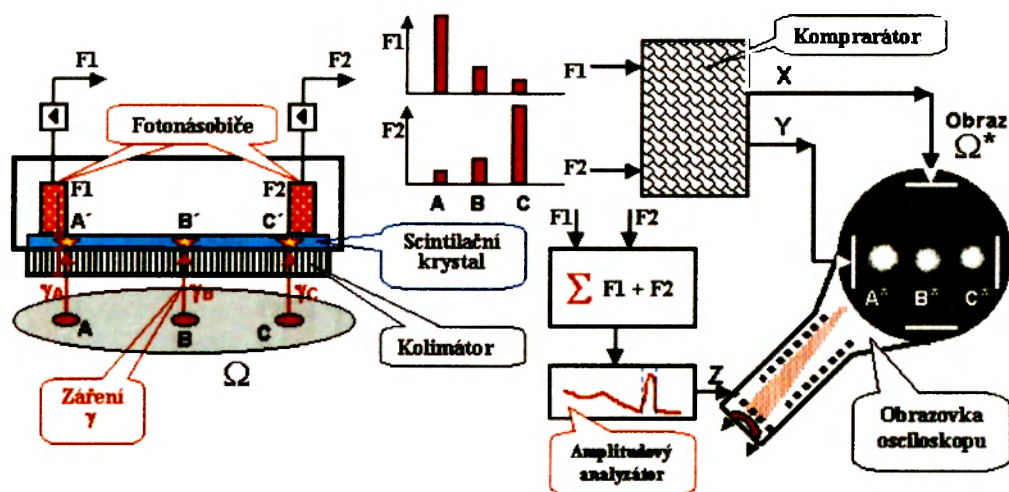
Scintilační kamery jsou doposud nejpoužívanějšími zařízeními pro scintigrafické zobrazování. Jedná se o přístroje, které detekují fotony záření  $\gamma$  současně z celého zorného pole, převádí je na elektrické impulsy a pomocí nich pak na displeji vytváří scintigrafický obraz rozložení radiofarmaka v tomto zorném poli. Zařízení je principiálně i technickou konstrukcí poměrně složité.

Digitální scintigrafické obrazy hodnotíme buď vizuálně, nebo můžeme matematicky analyzovat vyšetřované procesy pomocí křivek a počítat kvantitativní parametry funkce jednotlivých orgánů. Nakonec nastupuje interpretace všech těchto



dílčích údajů a výsledků, která spolu s výsledky dalších metod vyústí ve vyslovení diagnózy v závěrečném protokolu.

První scintilační kamera byla zkonstruována Angerem v roce 1958. Principiální schéma Angerovy scintilační kamery (Obr. 2.2) obsahuje (modelový) vyšetřovaný objekt  $\Omega$ , v němž jsou tři lokalizovaná ložiska A, B, C zvýšené aktivity radionuklidu. Všechna tři ložiska emitují záření  $\gamma$ , které se izotropně šíří na všechny strany a díky své pronikavosti vychází z objektu ven. Pro zobrazení objektu pomocí tohoto záření je tedy nutné nejdříve provést kolimační projekci. Záření  $\gamma$ , vycházejícímu z objektu, je do cesty umístěna olověná deska, provrtaná velkým množstvím drobných rovnoběžných otvorů, tzv. kolimátor. Díky kolimátoru je dosaženo rovinné projekce distribuce radiofarmaka. Každý foton  $\gamma$ , který projde kolimátorem a dopadne na tenký velkoplošný scintilační krystal NaI(Tl), vyvolá scintilační záblesk velkého počtu fotonů viditelného světla. Scintilace v krystalu jsou snímány a převáděny na elektrické impulsy soustavou fotonásobičů (ve schématu jsou pro názornost uvedeny pouze dva - F1 a F2).



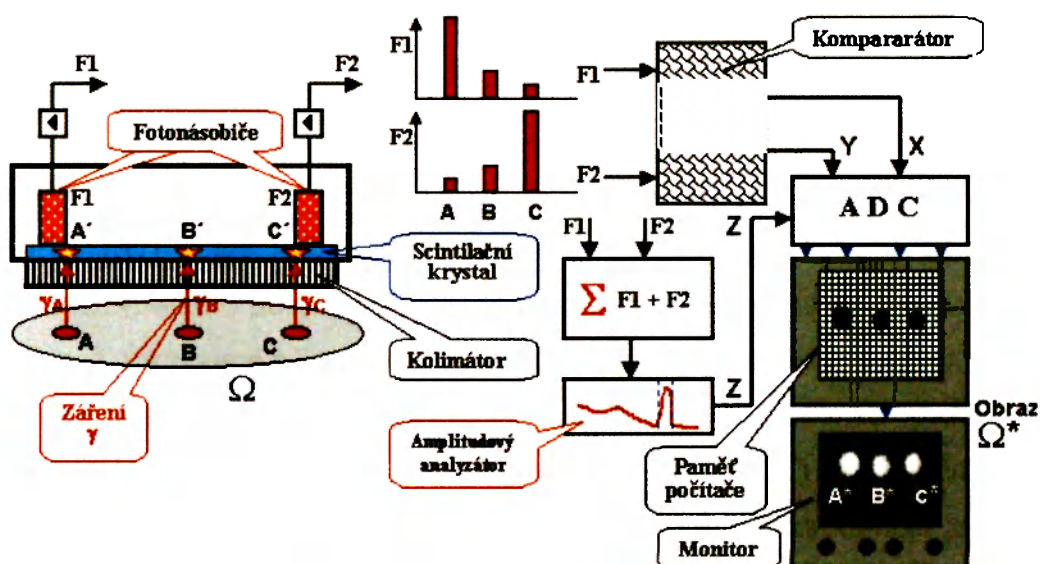
**Obr. 2.2.: Principiální schéma Angerovy scintilační kamery.**

Polohu záblesku v krystalu lze vypočítat porovnáním amplitud impulsů z jednotlivých fotonásobičů, a tím určit i místo v těle pacienta, odkud byl foton  $\gamma$  vyzářen. Impulsy z jednotlivých fotonásobičů jsou vedeny na elektrický obvod zvaný komparátor, kde se provádí porovnání amplitud impulsů a vytvářejí se souřadnicové impulsy X a Y, které nesou přímou informaci o poloze scintilace v krystalu a tím i o poloze místa v organismu pacienta, z něhož byl příslušný foton  $\gamma$  emitován. Tyto

impulsy se po zesílení dříve vedly na vychylovací destičky osciloskopické obrazovky, kde určovaly polohu záblesku na stínítku.

Impulsy ze všech fotonásobičů jsou vedeny ještě na sumační obvod. Tyto sumační impulsy jsou pak dále vedeny na amplitudový analyzátor, jehož okno se nastavuje tak, aby propustilo pouze impulsy odpovídajícího fotonásobiče - totální absorpci záření  $\gamma$  v krystalu. Impulsy za amplitudovým analyzátozem, označované jako Z, určují výšku impulsu (absorbovanou energii záření) a „platnost“ souřadnicových impulsů X a Y. Jsou to tzv. „spouštěcí“ impulsy.

Popsaná scintilační kamera (Obr. 2.2) poskytuje analogové scintigrafické obrazy na stínítku osciloskopu. Neviditelná distribuce radiofarmaka ve vyšetřovaném objektu  $\Omega$ , je tak přes fyzikálně - elektronickou detekci neviditelného záření  $\gamma$  zobrazována ve formě hustoty viditelných záblesků v odpovídajících místech obrazovky a vzniká tak scintigrafický obraz  $\Omega^*$ . Tento obraz je na stínítku přítomen po dobu snímání fotonů  $\gamma$  kamerou a po skončení snímání tento obraz mizí. Pro uchování obrazu se obraz fotografoval. Rozvoj stolních minipočítačů v 60. letech 20. století umožnil digitalizaci scintigrafických obrazů a jejich střežení do paměti počítače (Obr. 2.3).



**Obr. 2.3.: Vznik digitálního scintigrafického obrazu**

Vlastní scintilační kamera a příslušné elektronické obvody pro zesilování, komparaci, sumaci a amplitudovou analýzu jsou identické s předchozím schématem (Obr. 2.2). Osciloskopická obrazovka je nahrazena speciálním obvodem, tzv.

analogově digitálním převodníkem ADC (Analog to Digital Converter). Vlastní proces konverze je spuštěn spouštěcím impulsem Z, který oznamuje, že byl detekován validní foton záření  $\gamma$ . Amplitudy souřadnicových impulsů X a Y potom ADC převede na digitální (číselnou) informaci - bitovou informaci - a pošle ji na odpovídající adresu buňky v počítači. V počítači jsou tyto buňky uspořádány do tzv. obrazové matice (64x64, 128x128, 256x256 výjimečně 512x512).

Každá buňka v obrazové matici topograficky odpovídá určitému místu v zobrazovaném objektu  $\Omega$ . Před začátkem akvizice jsou obsahy všech buněk nulovány. Přejde-li z ACD digitalizovaný impuls na některou buňku, její obsah se zvýší o 1. Tímto způsobem všechny fotony záření  $\gamma$ , převedené na elektrické impulsy a zdigitalizované, osazují buňky v obrazové matici paměti počítače. Podle místa ozáření stále rostou hodnoty jednotlivých buněk v obrazové matici a střeďá se tak digitální scintigrafický obraz. Obrazová matice z paměti počítače je pak elektronicky zobrazována na obrazovku monitoru.

U současných tzv. digitálních kamer má každý fotonásobič na výstupu svůj ADC. Výpočet souřadnic scintilací v krystalu neprobíhá v analogovém komparátoru, ale v digitálním mikroprocesoru, který již přímo „osazuje“ příslušné adresy v obrazové matici počítače příslušnou numerickou informací. Kromě toho je zesílení předzesilovače každého fotonásobiče přes digitálně analogový převodník DAC (Digital to Analog Converter) řízeno přímo z počítače, což umožňuje přesnější a operativnější nastavení příslušných korekcí pro požadované parametry (homogenitu a linearitu) scintilační kamery.

SPECT/CT je tzv. hybridní, kombinovaný přístroj, který byl vyvinut pro potřeby lepšího a názornějšího porovnávání charakteru, velikostí a lokalizace zobrazovaných struktur (např. lokalizace případného nádoru v kosti či orgánu). Oproti tzv. fúzi obrazů z různých systémů má tento přístroj několik výhod.

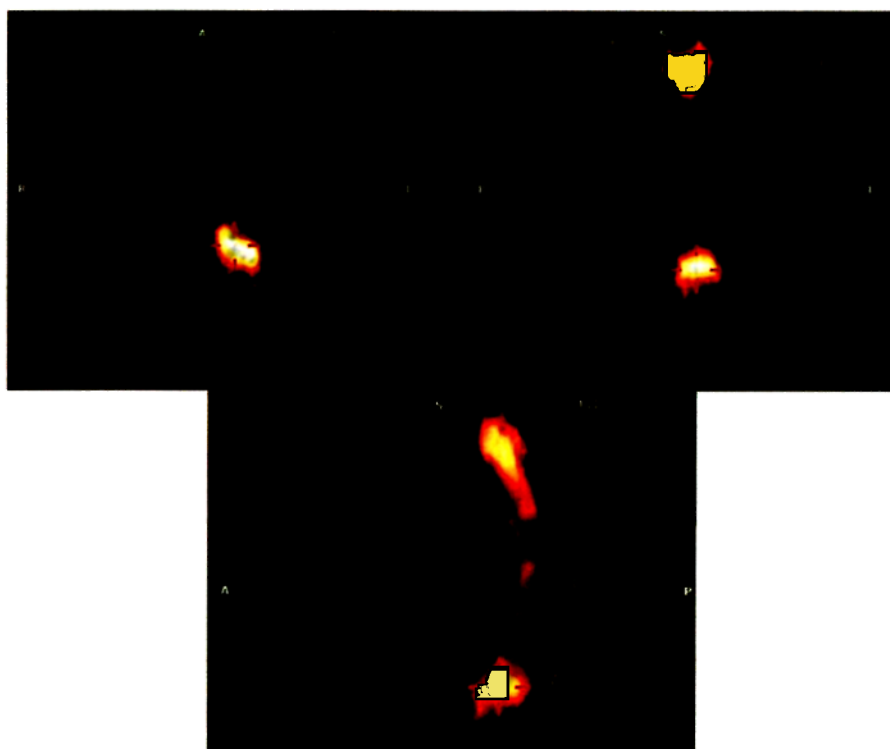
Oba obrazy (emisní ze SPECT a transmisní z CT) jsou snímány téměř současně a ve stejné geometrické konfiguraci pacienta, což umožňuje jejich přímou fúzi, zajišťující přesné překrývání sobě odpovídajících struktur. Obraz z CT může být použit jako zdroj přesné mapy lineárních součinitelů zeslabení pro exaktní korekci - na zeslabení záření  $\gamma$ . [10]

### 3. Vyšetření SPECT

Porovnání ekvivalentních a efektivních dávek při SPECT/CT je provedeno pro následující vyšetření: scintigrafii skeletu, scintigrafii příštítných tělísek, perfúzní scintigrafie myokardu, scintigrafii nádorů.

#### 3.1 Scintigrafie skeletu

Scintigrafii skeletu lze diagnostikovat ložiskové procesy v kostní tkáni, sledovat regionální změny obrazu kostního minerálu při nádorových onemocněních, metabolických nebo degenerativních procesech v kostní tkáni. Nejpoužívanějším radiofarmakem při tomto vyšetření je fosfátový komplex. Nejjednodušším a nejrozšířenějším z nich je MDP (MethylenDiPhosphonat) značený  $^{99m}\text{Tc}$ . SPECT/CT se u scintigrafie skeletu využívá k upřesnění anatomické lokalizace ložisek s patologickou akumulací, která byla detekována při planárním celotělovém vyšetření (Obr. 3.1).

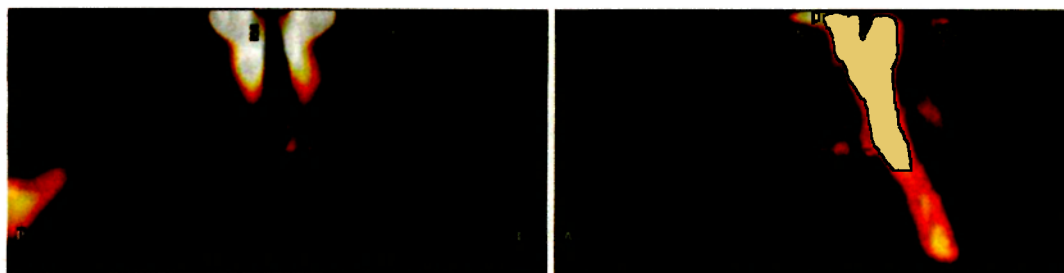


**Obr. 3.1: SPECT/CT.skeletu**

Dospělému nemocnému se intravenózně podá  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP o doporučené aktivitě 700 MBq. Aktivita 700 MBq se aplikuje pacientovi s hmotností 70 kg. Má-li pacient hmotnost nižší nebo vyšší, aplikovaná aktivita se přepočítává dle tabulek uvedených například v literatuře [1]. Radiofarmakum je bezprostředně po podání vychytáváno do měkkých tkání a akumulováno v ledvinách, poté nastupuje redistribuce a roste akumulace ve skeletu (nejdříve v bederní části páteře a pánevní oblasti). Maximální akumulace v kosti je dosažena 1 hodinu po aplikaci. Komplex nenavázaný do kosti se vylučuje močovým systémem (cca 2 % aplikované aktivity), a proto se pacient kvůli případným artefaktům před vyšetřením vymočí. [7], [12]

### 3.2 Scintigrafie příštítných tělísek

Scintigrafií příštítných tělísek lze zobrazit zvětšená příštítná tělíska (adenomy), jejichž hmotnost přesahuje 600 g, s poměrně vysokou senzitivitou. Nespornou výhodou této metody je možnost průkazu patologicky změněných příštítných tělísek i v atypické lokalizaci. K vyšetření se využívá  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI (Meta-IsoButyllsonitril). SPECT/CT se při scintigrafii příštítných tělísek využívá opět k upřesnění anatomické lokalizace ložisek s patologickou akumulací (Obr. 3.2).



**Obr. 3.2: SPECT/CT, příštítných tělísek**

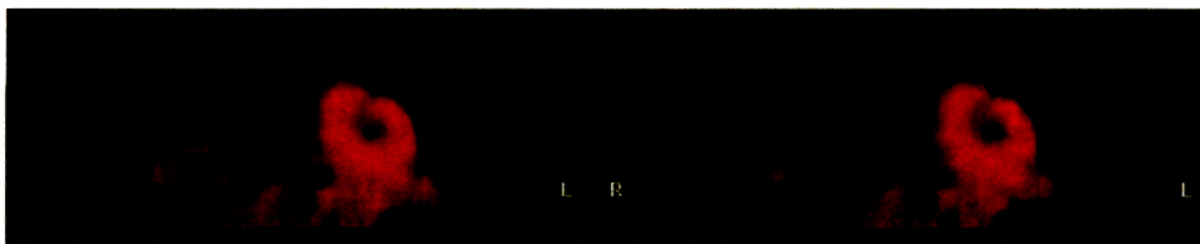
Radiofarmakum je dospělému pacientovi aplikováno intravenózně o doporučené aktivitě 700 MBq.  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI je současně více či méně vychytáváno i parenchymem štítné žlázy, a proto se provádí tzv. dvoufázová scintigrafie. Vyšetření je prováděno nejprve za 15-30 minut po aplikaci radiofarmaka, kdy je jeho aktivita přítomna v příštítných tělíscích i ve štítné žláze. Další vyšetření se opakuje za 2-3 hodiny, kdy aktivita zůstává už pouze v tělíscích a ze štítné žlázy je vyplavena. [7], [12]

### 3.3 Perfúzní scintigrafie myokardu

Perfúzní scintigrafie myokardu je v současné době nejčastěji používanou metodou nukleární kardiologie v diagnostice ischemické choroby srdeční. Na rozdíl od anatomických informací o stupni zúžení koronární tepny získaných invazivní koronarografií poskytuje toto funkční zobrazení fyziologické informace o dopadu koronární stenózy na dodávku krve do srdeční tkáně v daném povodí, a to neinvazivním způsobem. Perfúzní scintigrafie využívá poznatku, že určité typy radiofarmak mohou být hromaděna v srdečním svalu při průtoku koronárním řečištěm. Úroveň této akumulace je závislá na nabídce (na průtoku) a je modifikována i funkčním stavem srdečních buněk. Ke hromadění radiofarmaka tedy nedochází v nekrotických nebo jizevnatých ložiscích srdeční svaloviny a není tedy možné v těchto místech distribuci radiofarmaka scintigraficky zobrazit. K vyšetření se využívá  $^{99m}\text{Tc}$ -tetrofosmin (Myoview).

Při vyšetření perfúze myokardu se provádí zátěžová a klidová perfúzní scintigrafie. Při zátěžové scintigrafii se používá různých typů zátěže ke zvýšení jeho diagnostické citlivosti. Porucha perfúze myokardu se totiž za bazálních klidových podmínek většinou neprojeví. V klinické praxi se nejčastěji používá dynamické fyzické zátěže nebo zátěž farmakologická.

V praxi se nejvíce rozšířen tzv. dvoudenní protokol, což znamená, že se jeden den provede zátěžová perfúzní scintigrafie a druhý den klidová perfúzní scintigrafie. Je-li při zátěžovém vyšetření dosaženo normálových výsledků, není klidové vyšetření již indikováno. Při zátěžové i při klidové scintigrafii je pacientovi aplikována aktivita 1100 MBq (při hmotnosti pacienta 70 kg, při jiné hmotnosti se opět provádí přepočet aktivity dle tabulek).



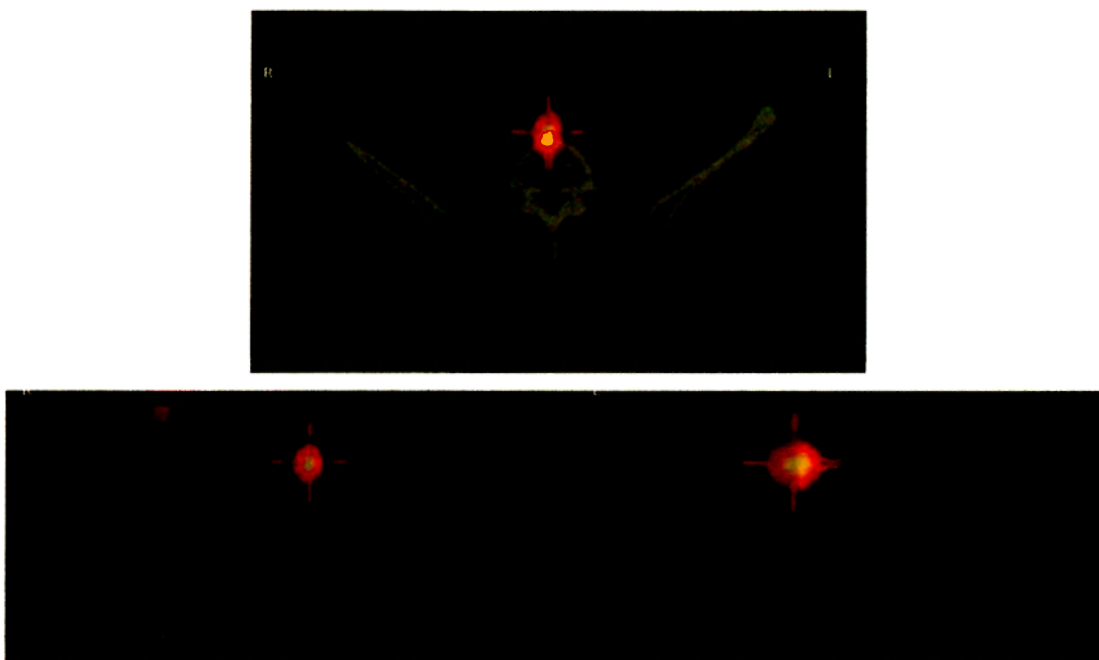
**Obr. 3.3: Perfúzní scintigrafie myokardu**

Dle evropských doporučení je u perfúzní scintigrafie doporučeno u každého vyšetření provádět korekci na zeslabení. K tomuto účelu je velmi výhodné použít hybridní kameru SPECT/CT s tzv. „low dose“ CT typu Hawkeye (Obr. 3.3). Pomocí CT se získá konkrétní mapa lineárních součinitelů zeslabení pro každého pacienta. Takto získanou mapou lineárních součinitelů zeslabení se koriguje scintigrafický obraz. Předchází se tak vzniku možných artefaktů v důsledku různého zeslabení záření hrudní kostí, plicemi, bránicí apod. [7], [12]

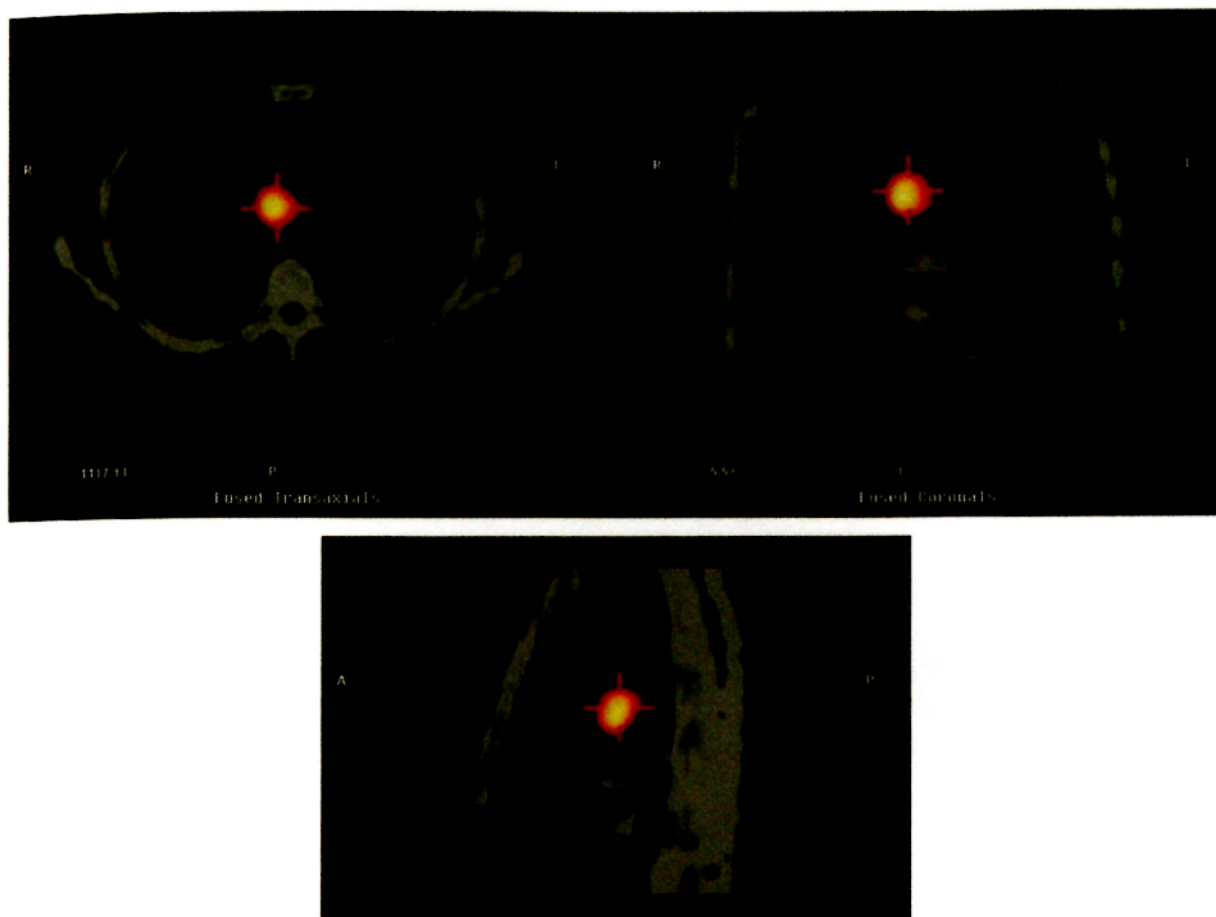
### 3.4 Scintigrafie nádorů

Scintigrafie nádorů je dána řadou faktorů, tj. volbou vhodného radiofarmaka, fyzikálními vlastnostmi zobrazovacího systému i lokalizací a velikostí nádorového ložiska. Využívá se toho, že radiofarmakum se v nádorové tkáni buď hromadí ve vyšší intenzitě než v okolním parenchymu či v okolních tkáních (scintigrafie pozitivním kontrastem), nebo naopak se v nádoru kumuluje málo nebo vůbec („studené“ - fotopenické ložisko, scintigrafie s negativním kontrastem). K vyšetření se využívá  $^{111}\text{In}$ -pentetretotid (OctreoScan) nebo  $^{123}\text{I}$ -MIBG (Meta-IodBenzylGuanidium).

V obou případech se SPECT/CT využívá především k anatomické lokalizaci ložisek s patologickou akumulací (Obr.3.4.1 a Obr.3.4.2).



**Obr. 3.4.1: Scintigrafie nádorů ( $^{111}\text{In}$ -pentetretotid)**



**Obr. 3.4.2: Scintigrafie nádorů ( $^{123}\text{I}$ -MIBG)**

### **3.4.1 SPECT/CT nádorů pomocí $^{111}\text{In}$ -pentetretid (OctreoScan)**

$^{111}\text{In}$ -pentetretid se specificky váže na somatostatinové receptory a je indikován pro diagnostiku, sledování a upřesnění lokalizace gastro-entero-pankreatických (GEP) neuroendokrinních nádorů a karcinoidů s přítomností somatostatinových receptorů. Tumory bez somatostatinových receptorů zobrazit nelze. Dospělému pacientovi je intravenózně aplikována doporučená aktivita 200 MBq (při hmotnosti pacienta 70 kg). Scintigrafické zobrazení se provádí asi za 24 hodin po aplikaci. Hlavní eliminační cestou  $^{111}\text{In}$ -pentetretidů jsou ledviny (90 % aktivity během 48 hodin), proto se pacientovi doporučuje 2-3 dny po podání dostatečný příjem tekutin.



### **3.4.2 SPECT/CT nádorů pomocí $^{123}\text{I}$ -MIBG (Meta-IodBenzylGuanidium)**

$^{123}\text{I}$ -MIBG je vychytáván především v oblasti dřeně nadledvin, a to díky účinku adrenergních neuronů a chromafinních buněk dřeně nadledvin. Radiofarmakum je dospělému pacientovi aplikováno pomalou intravenózní injekcí o doporučené aktivitě 200 MBq (při hmotnosti pacienta 70 kg). Scintigrafické zobrazení se provádí za 24 hodin po aplikaci.  $^{123}\text{I}$ -MIBG je z velké části vylučován nezměněný ledvinami. Během 4 dnů je to asi 70-90 % aplikované dávky. [7], [12]

## 4. Výpočet dávek v nukleární medicíně

Každé ozáření zdravé živé tkáně ionizujícím zářením, a to i velmi malou dávkou, může být pro organismus potenciálně nebezpečné svými pozdními stochastickými účinky. Proto je nutno všemi dosažitelnými prostředky snížit dávky záření na minimum.

Rozlišujeme dva typy zdrojů ionizujícího záření dle jejich výskytu, a to přírodní zdroje (kosmické záření, přírodní radionuklidy) a umělé zdroje, které se stále častěji využívají v mnoha oborech medicíny, výzkumu i průmyslu.

Vnější ozáření způsobují zdroje nacházející se vně organismu. Z přírodních zdrojů sem patří terestrální záření, tj. záření z půdy, hornin, vody i atmosféry. Jedná se o přírodní radionuklidy o záření gama (a částečně i beta). Jsou to především primární radionuklidy  $^{238}\text{Th}$ ,  $^{238}\text{U}$  a  $^{235}\text{U}$  se svými rozpadovými produkty, a dále izotop draslíku  $^{40}\text{K}$ .

Ionizující záření z umělých zdrojů zahrnuje lékařské aplikace záření, tj. využití ionizujícího záření pro diagnostické a léčebné účely v medicíně, které jsou nejvýznamnější ze všech uměle vytvořených zdrojů. Dalším typem umělého zdroje jsou technické a spotřební předměty, u kterých záření vzniká buď elektronicky (obrazovky – televizní, počítačové, přístrojové), nebo mohou obsahovat radioaktivní látky v uzavřené či otevřené formě (např. požární hlásiče, radioaktivní svítící hmoty apod.). Také jaderná technika (jaderné reaktory) nepatrně přispívají ke zvýšení úrovně záření v okolním životním prostředí, což je trvale kontrolováno.

Optimální úroveň ochrany osob, pracovního či životního prostředí před škodlivými účinky ionizujícího záření je zajištěno radiačním monitorováním a cílenými měřeními veličin charakterizujících záření. Toto monitorování se provádí na pracovištích s ionizujícím zářením a případně i v okolí zdrojů ionizujícího záření.

Radiační monitorování se zpravidla skládá z následujících třech činností. Zaprvé se jedná o osobní dozimetrii pomocí osobních filmových dozimetrů, termoluminiscenčních dozimetrů, osobních neutronových dozimetrů nebo elektrických dozimetrů s přímým odečtem. Zadruhé se provádí monitorování pracoviště a zatřetí se monitorují radioaktivní odpady a případně okolí pracoviště s ionizujícím zářením.

Situace, kdy je živý organismus ozařován ionizujícím zářením, které je emitováno radionuklidy přítomnými v organismu, se nazývá tzv. vnitřní ozáření. Může se jednat o vnitřní kontaminaci, jež vznikla po příjmu umělých nebo přírodních radionuklidů (např. lékařské využití radionuklidů) nebo o přítomnost přírodních radionuklidů v organismu v přírodní izotopické směsi prvku, který je normální součástí organismu.

Obecně se radionuklidy dostávají do organismu buď ingesční cestou (ústý do zažívacího traktu), inhalací (aerosol, páry plynu apod.), přestupem přes poraněnou kůži nebo absorpcí přes neporaněnou kůži. Pro odhad dávek vnitřní kontaminace jsou nejdůležitějšími cestami vstupu ingesce a inhalace, a to jak pro obyvatele, tak pro pracovníky. V případě profesionálního vnitřního ozáření, tj. při práci s otevřenými zářiči, jde o vniknutí radionuklidu do organismu většinou inhalační cestou.

Lékařské vnitřní ozáření vzniká při použití radioaktivních látek, které jsou do organismu aplikovány většinou intravenózně buď z důvodů diagnostických, terapeutických nebo paliativních. Pro diagnostické účely se používají radionuklidy s krátkým poločasem přeměny ( $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{123}\text{I}$  aj.), které jsou aplikovány v takové chemické formě, aby došlo k největší kumulaci v orgánu či tkáni, které jsou předmětem zájmu a mají být zobrazeny či sledována v čase jejich funkce. Pro terapeutické účely se používá  $^{131}\text{I}$ , pro paliativní účely se při kostních metastázách používají osteotropní radionuklidy ( $^{153}\text{Sm}$ ,  $^{89}\text{Sr}$ ,  $^{186}\text{Re}$  aj). [3]

## 4.1 Definice používaných veličin

Důležitými veličinami používanými při stanovování míry ozáření jsou absorbovaná dávka, ekvivalentní a efektivní dávka.

Absorbovanou dávku  $D$  lze definovat jako poměr střední energie předané ionizujícím zářením látce o dané hmotnosti, je dána vztahem:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} [\text{Gy}] \quad (4.1.1)$$

kde  $d\varepsilon$  je průměrné množství energie předané hmotě v objemovém elementu a  $dm$  hmotnost látky obsažená v tomto objemovém elementu.

Ekvivalentní dávka  $H_T$  je dána vztahem:

$$H_T = w_R \cdot D_{TR} [\text{Sv}] \quad (4.1.2)$$

kde  $w_R$  je radiační váhový faktor (Tab. 4.1.1), který je pro záření  $\beta$  a  $\gamma$  roven jedné, tudíž ekvivalentní dávka je rovna dávce absorbované.  $D_{TR}$  je tedy střední absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni  $T$  pro ionizující záření  $R$ .

**Tab. 4.1.1: Radiační váhové faktory**

<b>Typ záření a příp. energie</b>	<b>Radiační váhový faktor <math>w_R</math></b>
Fotony	1
Elektrony, miony	1
Neutrony, méně než 10 keV	5
Neutrony, 10 keV až 100 keV	10
Neutrony, 100 keV až 2 MeV	20
Neutrony, 2 MeV až 20 MeV	10
Neutrony, více než 20 MeV	5
Protony, více než 2 MeV (mimo odražené)	5
Částice alfa, těžká jádra, štěpné fragmenty	20

Efektivní dávka  $E$  je dána vztahem:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T [Sv] \quad (4.1.3)$$

kde  $w_T$  je tkáňový váhový faktor (Tab. 4.1.2), vyjadřující radiosenzitivitu jednotlivých orgánů a tkání z hlediska stochastických účinků záření v terčovém orgánu  $T$ . [13]

**Tab. 4.1.2: Tkáňové váhové faktory**

<b>Tkáň, orgán</b>	<b>Tkáňový váhový faktor <math>w_T</math></b>
Gonády	0,20
Červená kostní dřev	0,12
Tlusté střevo	0,12
Plíce	0,12
Žaludek	0,12
Močový měchýř	0,05
Mléčná žláza	0,05
Játra	0,05
Jícen	0,05
Štítná žláza	0,05
Kůže	0,01
Povrchy kostí	0,01
Ostatní orgány a tkáně	0,05

Pro potřeby výpočtu jsou jako ostatní orgány a tkáně (zbytek těla) voleny následující tkáně a orgány: nadledvinky, mozek, vzestupná část tlustého střeva, tenké střevo, ledviny, svaly, slinivka břišní, slezina, thymus, děloha. Ve výjimečných případech, při nichž tkáň nebo jeden orgán zařazený do zbytku těla obdrží ekvivalentní dávku přesahující nejvyšší dávku v kterémkoli z dvanácti orgánů uvedených v Tab. 4.1.2, by měl být pro takovou tkáň nebo orgán aplikován váhový

faktor 0,025 a pro průměrnou dávku ostatního zbytku těla, tak jak byl vymezen výše, pak váhový faktor 0,025. [8]

Veličiny ekvivalentní a efektivní dávka byly zavedeny doporučením ICRP č. 60 [ICRP, 1991] místo dříve používaných veličin, tj. dávkového ekvivalentu (DE) a efektivního dávkového ekvivalentu (EDE). S těmito pojmy se můžeme setkat v odborné literatuře vydané v USA, v amerických předpisech USNRC a ojedinele i v některé evropské literatuře. EDE byl počítán s dřívějšími hodnotami tkáňových váhových faktorů  $w_T$ , které byly používány do roku 1990 (Tab. 4.1.3). Efektivní dávka pacienta způsobená radiofarmakem je většinou o 10 až 30 % nižší než EDE v závislosti na typu radiofarmaka.

**Tab. 4.1.3: Tkáňové váhové faktory používané do roku 1990**

<b>Tkáň, orgán</b>	<b>Tkáňový váhový faktor <math>w_T</math></b>
Gonády	0,25
Mléčná žláza	0,15
Červená kostní dřeň	0,12
Plíce	0,12
Štítná žláza	0,03
Povrchy kostí	0,03
Zbývající orgány a tkáně	0,03

Obecným pravidlem je, že efektivní dávka pacienta způsobená radiofarmakem je vždy menší než ekvivalentní dávka v nejvíce zatíženém orgánu. Předností souboru ekvivalentních dávek v jednotlivých orgánech a tkáních je informace o tom, které orgány či tkáně jsou nejvíce zatíženy ionizujícím zářením. Nevýhodou je obtížná porovnatelnost různých typů vyšetření jak v nukleární medicíně tak v radiodiagnostice. Snadné porovnání i velmi rozdílných vyšetření z hlediska radiační zátěže i rizika stochastických účinků ionizujícího záření dovoluje stanovení efektivní dávky, jelikož je prezentována pouze jediným číslem. [1]



## 4.2 Výpočet $E$ , $H_T$ z vnitřního ozáření

Výpočet dávek ( $E$ ,  $H_T$ ) vnitřního ozáření je poněkud složitější než v případě vnějšího ozáření. Důvodů je hned několik:

- Dávky vnitřního ozáření nelze měřit přímo
- Distribuce radionuklidu v těle může být velmi nehomogenní a může se v čase měnit, navíc v závislosti na typu emitovaného záření může být i distribuce dávky v jednotlivé tkáni nehomogenní
- Dávky vnitřního ozáření se realizují v delším časovém období
- Chování radionuklidu v organismu závisí na jeho fyzikální a chemické formě a cestě vstupu do organismu [3]

V nukleární medicíně se běžně radiační zátěž pacienta stanovuje pomocí tabelovaných hodnot ekvivalentních dávek a efektivních dávek z používaných radiofarmak, vztažených na jednotkovou aplikovanou aktivitu, obvykle vyjadřovanou v  $\text{mSv} \cdot \text{MBq}^{-1}$ .

Skutečná radiační zátěž pacientů od tabelovaných hodnot je dána odlišností hmotnosti pacienta, anatomickými a biokinetickými parametry konkrétního pacienta od modelu referenčního člověka. Je-li odlišnost extrémní, je možné pro výpočet dávek použít biokinetických údajů přímo zjištěných u daného pacienta. [1]

Dále je třeba předpokládat rozdíl mezi efektivní dávkou u mužů a u žen, čímž se ve své publikaci „Health Concerns Related to Radiation Exposure of the Female Nuclear Medicine Patient“ zabýval M. G. Stabin [6]. Počítal poměr efektivní dávky u souboru 63 radiofarmak pro model referenční ženy (hmotnost 57 kg) a pro model referenčního muže (hmotnost 70 kg). Průměrná hodnota tohoto poměru byla 1,25, což je blízké obrácenému poměru hmotností ženy a muže 1,23 (efektivní dávka se zvyšuje s klesající hmotností těla). Stejná hodnota (1,25) je platná i pro poměr dávek v nejvíce zatížených orgánech.

Na hodnoty ekvivalentní i efektivní dávky mohou mít vliv některá onemocnění pacienta, např. obstrukce močových cest, renální insuficience, onemocnění jaterního parenchymu aj. Jde o to, že u pacienta dochází ke změnám biokinetiky radiofarmak v ledvinách a játrech, tudíž mohou být ekvivalentní a efektivní dávky vyšší nebo nižší v závislosti na typu onemocnění. Údaje o efektivní dávce při některých onemocněních, včetně komentářů, jsou zveřejněny v publikacích ICRP.

V současné době jsou za nejspolehlivější údaje o ekvivalentních a efektivních dávkách z radiofarmak vztažených na 1 MBq považovány publikace ICRP (Mezinárodní komise pro radiační ochranu) vydané v letech 1987 až 1999. Tyto publikace jsou stále doplňovány na internetových stránkách ICRP a navazují na rozsáhlé publikace amerického výboru MIRD (Medical Internal Radiation Dose) a centra RIDIC (Radiation Internal Dose Information Center) v americké Oak Ridge National Laboratory.

Schéma MIRD rozlišuje u fantomů referenčního dospělého člověka a referenčního dítěte orgány zdrojové, v nichž je radiofarmakum shromážděno a orgány terčové, jež jsou ozařovány orgány zdrojovými. Jako matematický model referenčního dospělého člověka (hermafrodita) se uvažuje dospělý člověk o hmotnosti 70 kg, modelem referenčního dítěte je novorozenec o hmotnosti 3,4 kg, dítě stáří 1 rok o hmotnosti 9,8 kg, desetileté dítě o hmotnosti 32 kg a patnáctileté dítě o hmotnosti 57 kg. [5]

Cílem je stanovení absorbované dávky v terčových orgánech. Absorbovanou dávku v terčovém orgánu  $D_T$  z aktivity radiofarmaka lze vypočítat ze vztahu:

$$D_T = \tilde{A} \cdot S [Gy] \quad (4.2.1)$$

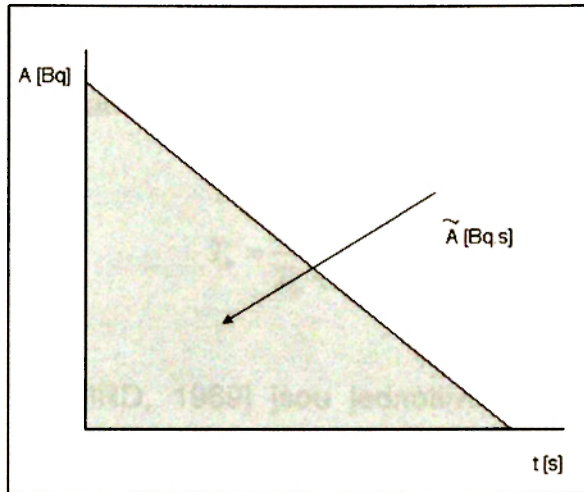
kde  $\tilde{A}$  je kumulovaná aktivita ve zdrojovém orgánu (jednotkou je Bq.s nebo MBq.h). Kumulovaná aktivita  $\tilde{A}$  udává celkový počet přeměn radionuklidu, k nimž dojde ve zdrojovém orgánu.  $S$  je symbolem označujícím konstantu, vyjadřující absorbovanou dávku vztaženou na jednotku kumulované aktivity, vyjádřenou v  $\mu Gy \cdot (Bq \cdot s)^{-1}$  nebo  $mGy \cdot (MBq \cdot h)^{-1}$ .

Stanovení absorbované dávky z radiofarmaka, které je aplikováno do organismu, je prováděno jen při vývoji a zkoušení nových radiofarmaceutických přípravků, jelikož vyžaduje zpravidla náročné měření jeho distribuce a kinetiky v těle a náročné výpočty.

Konstanty  $S$  byly vypočteny pomocí metody Monte Carlo pro modely referenčního dospělého člověka a modely referenčních dětí. Při výpočtu byly uvažovány všechny typy záření emitované radionuklidem, tj. částice beta, záření gama, charakteristické rentgenové záření, konverzní a Augerovy elektrony. Předpokládá se, že částice beta se ve zdrojovém orgánu zcela absorbují a tudíž



k dávce přispívají pouze v případě, že jsou zdrojový a terčový orgán identické. Příspěvek gama záření a charakteristického rtg záření ke konstantě  $S$  jsou závislé na energii záření, velikosti a tvaru zdrojového a terčového orgánu, na jejich vzdálenosti a na druhu tkáně mezi nimi.



**Obr. 4.2.1: Závislost aktivity  $A$  ve zdrojovém orgánu na čase  $t$**

Množství kumulované aktivity  $\tilde{A}$  je dáno plochou pod křivkou (integrál) závislosti aktivity  $A$  ve zdrojovém orgánu na čase  $t$  (Obr. 4.2.1). Každý radionuklid má svoji specifickou prostorovou a časovou distribuci v organismu, určenou množstvím aplikovaného radionuklidu, vychytáváním, metabolismem, clearance, exkrecí a fyzikální přeměnou radionuklidu. Množství aktivity obsažené ve zdrojovém orgánu se tedy časem mění. Matematicky je tato závislost vyjádřena pomocí funkce  $A(t)$ :

$$\tilde{A} \approx \int_0^{\infty} A(t) dt \quad (4.2.2)$$

kde je předpokládáno, že aktivita  $A$  je aplikována pacientovi v čase  $t = 0$  a je měřena do jejího úplného vymizení z orgánu ( $t = \infty$ ).

V jednoduchém případě rychlé akumulace radiofarmaka v jednom zdrojovém orgánu a pomalého exponenciálního vylučování z tohoto orgánu platí vztah:

$$\tilde{A} = \tilde{A} \approx \int_0^{\infty} A(t) dt = \int_0^{\infty} A_0 e^{-\lambda_e t} f dt = \frac{A_0 \cdot f}{\lambda_e} = 1,44 \cdot A_0 \cdot f \cdot T_e \quad (4.2.3)$$

kde  $A_0$  je aktivita radiofarmaka aplikovaná pacientovi,  $f$  je frakce aplikované aktivity, jež se shromáždí ve zdrojovém orgánu a  $T_e$  je efektivní poločas.

Efektivní poločas zahrnuje jak fyzikální přeměnu radionuklidu  $T_p$  tak i biologické vylučování radiofarmaka  $T_b$  a je dána vztahem:

$$T_e = \frac{T_p \cdot T_b}{T_p + T_b} \quad (4.2.4)$$

V MIRD modelu [MIRD, 1969] jsou jednotlivé orgány a tkáně nahrazeny geometrickými tělesy, které mají vzájemně přesně definovanou vzdálenost. Modely jsou stále zdokonalovány, ale pravdou je, že i zcela věrné zobrazení lidského těla nemůže nahradit individuality ve stavbě a složení organismu. Pro nepřímo ionizující záření se používá výpočtu pomocí metody Monte Carlo. Kumulovaná aktivita se stanovuje z údajů zjištěných u lidí nebo zvířat a za pomoci modelů biokinetiky radiofarmaka v organismu. Mohou nastat následující čtyři případy:

- 1) Může nastat situace, kdy je vychytávání radiofarmaka orgánem okamžité, tj. velmi krátké s ohledem na poločas přeměny radionuklidu a bez vlivu biologické exkrece. Závislost aktivity na čase je tak popsána přeměnovým zákonem:

$$A(t) = A_0 e^{-0,693t/T_p} \quad (4.2.5)$$

kde  $T_p$  je fyzikální poločas přeměny radionuklidu a  $A_0$  je počáteční aktivita v orgánu.

$$\tilde{A} \approx A_0 \int_0^{\infty} e^{-0,693t/T_p} dt = \frac{T_p A_0}{0,693} = 1,44 T_p A_0 \quad (4.2.6)$$

$1,44T_p$  je průměrná životnost radionuklidu. Kumulovaná aktivita ve zdrojovém orgánu je tedy eliminována pouze fyzikální přeměnou a je stejná jako počáteční aktivita  $A_0$ , tj. rovná se době průměrné životnosti radionuklidu.

2) Může nastat situace, kdy je vychytávání radiofarmaka orgánem okamžité a clearance je dána pouze biologickou exkrecí (fyzikální poločas přeměny je velmi dlouhý v porovnání s biologickou exkrecí). V této situaci musí být biologická exkrece pečlivě analyzována. Mnohdy může být popisována sérií exkrecních křivek s frakcí  $f_1$  od počáteční aktivity  $A_0$  vzniklé exkrecí s biologickým poločasem přeměny  $T_{b1}$ , frakcí  $f_2$  s poločasem přeměny  $T_{b2}$  atd. Kumulovaná aktivita je tak dána vztahem:

$$\tilde{A} \approx A_0 \int_0^{\infty} f_1 e^{-0,693t/T_{b1}} dt + A_0 \int_0^{\infty} f_2 e^{-0,693t/T_{b2}} dt + \dots = 1,44T_{b1}f_1A_0 + 1,44T_{b2}f_2A_0 + \dots \quad (4.2.7)$$

3) Může nastat situace, kdy je vychytávání radiofarmaka orgánem okamžité, ale clearance je dána oběma složkami, tj. fyzikální přeměnou i biologickou exkrecí. Pokud je biologická exkrece popsána jedinou exponenciální křivkou s biologickým poločasem přeměny  $T_b$  a fyzikálním poločasem přeměny  $T_p$ , pak je výsledná clearance též popsána jedinou křivkou s efektivním poločasem přeměny  $T_e$  a dostáváme vztah:

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b} \quad (4.2.8)$$

nebo

$$T_e = \frac{T_p T_b}{T_p + T_b} \quad (4.2.9)$$

Kumulovaná aktivita je pak dána vztahem:

$$\tilde{A} \approx 1,44T_e A_0 \quad (4.2.10)$$

- 4) Může nastat situace, kdy vychytávání orgánem není okamžité, tj. ve srovnání s fyzikální přeměnou je krátký. Tato situace nastává u radionuklidů, jež mají pomalý charakter vychytávání ve srovnání s jejich fyzikálním poločasem přeměny. Vychytávání může být popsáno exponenciální závislostí ve tvaru:

$$A(t) = A_0(1 - e^{-0,693t/T_u}) \quad (3.2.11)$$

kde  $T_u$  je biologický poločas vychytávání a kumulovaná aktivita je v tomto případě dána vztahem:

$$\tilde{A} \approx 1,44T_e(T_{ue}/T_u)A_0, \quad (3.2.12)$$

kde  $T_e$  je efektivní poločas exkrece a  $T_{ue}$  je efektivní poločas vychytávání

$$T_{ue} = \frac{T_u T_p}{T_u + T_p} \quad (3.2.13)$$

[2], [9]

### 4.3 Výpočet vnějšího ozáření

Výpočet vnějšího ozáření je prováděn výpočetními programy založenými na již zmíněné metodě Monte Carlo a pomocí matematického hermafroditního fantomu člověka. V těchto výpočetních programech se jako vstupní přímo měřitelná veličina obvykle využívá kermový index výpočetní tomografie ve vzduchu (the computed tomography air kerma index), definovaný jako:

$$C_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (4.3.1)$$

kde  $K(z)$  je profil kerry ve vzduchu podél osy rotace (osy procházející izocentrem ve směru kolmém na rovinu axiálního řezu),  $NT$  je nominální šířka ozáření (vykolimované) oblasti, přičemž  $N$  je počet řezů snímaných při jedné rotaci rentgenky (pro single slice zařízení jakým je Hawkeye je  $N=1$ ),  $T$  je nominální tloušťka řezu, integrační meze od  $-50$  mm do  $50$  mm vyjadřují délku oblasti, ve které dochází ke sběru signálu.  $C_{100}$  nahrazuje dříve používanou dávkovou veličinu  $CTDI_{air}$  (the computed tomography air dose index).

Pro účel praxe se ve výpočetní tomografii používá veličina vážený kermový index  $C_w$ , který se určuje pomocí pracovních veličin  $(C_{100})_{periphery}$  a  $(C_{100})_{center}$  měřených v CT fantomu:

$$C_w = \frac{1}{3}(C_{100})_{center} + \frac{2}{3}(C_{100})_{periphery} [mGy] \quad (4.3.2)$$

CT fantom, ve kterém se veličiny měří, je polymetylmakrylátový (PMMA) válec s výškou 140-170 mm. Podle průměru rozlišujeme fantom hlavy (160 mm) a fantom těla (320 mm). Ve válci jsou vyvrtány otvory pro umístění dozimetrů, a to jednak ve středu válce, jednak 100 mm pod povrchem, obvykle čtyři otvory 90° od sebe. Indexem *center* označujeme hodnotu naměřenou ve středu fantomu a indexem *periphery* průměr z naměřených hodnot v jednotlivých otvorech na kraji fantomu.

Naměřené hodnoty  $C_{100}$  v okrajové oblasti fantomu  $(C_{100})_{periphery}$  jsou vyšší než naměřené hodnoty  $C_{100}$  ve středu fantomu  $(C_{100})_{center}$ .

Pro účely porovnání se používá normalizovaný  ${}_n C_w$ , který je definován jako podíl  $C_w$  a součinu použitého proudu rentgenky a expozičního času (current-exposure time product)  $P_H$ :

$${}_n C_w = \frac{C_w}{P_H} \quad (4.3.3)$$

Nejčastěji normalizujeme vůči  $P_H = 1mA \cdot s$  nebo  $P_H = 100mA \cdot s$ , jednotkou je pak mGy/mA.s nebo mGy/100 mA.s.  ${}_n C_w$  nahrazuje dříve používanou veličinu  ${}_n CTDI_w$ .

Měření  $C_{100}$  je prováděno vždy při přijímací zkoušce CT (před uvedením CT do klinického provozu) a při zkoušce dlouhodobé stability (zkouška, která se provádí 1x ročně k ověření stálosti parametrů CT). [4]

Hodnoty  $C_{100}$  jsou charakteristické pro každý CT skener a pro jednotlivé nastavení napětí rentgenky. V současné době se pro výpočet ekvivalentních a efektivních dávek používají různé výpočetní programy (např. P-Dose/CT Module z Itálie [15], WinDose [16], ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator [14] apod.).

Pro svou diplomovou práci jsem použila program ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator. Tento program je na internetu volně dostupný a je průběžně aktualizován tak, aby zahrnoval údaje i o nejmodernějších CT skenerech. K použití programu je ale nutné zakoupit soubory dat (NRPB SR250), potřebné pro výpočet ekvivalentních dávek. VFN v Praze získala tyto soubory v rámci řešení grantu - Národního programu kvality zdravotní péče.

## 5. Experimentální část

### 5.1 Metodika výpočtu

Program ImpACT Dosimetry (Obr. 5.1.1) je koncipován jako výpočetní tabulka v programu Excel a je tvořen 12 listy: Introduction (Úvod), ScanCalculations (Výpočet skenu), Paediatric (Pediatrický), Phantom (Fantom), Scanners (Skenery), MatchData (Přřazování dat), Collimation (Kolimace), MonteCarloData, Doses (Dávky), DoseCalculation (Výpočet dávky), Selections (Výběry) a Version (Verze).

**ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator**  
version 0.39v, 17/6/2004

Scanner Model:				Acquisition Parameters:			
Manufacturer:	GE			mA	2,5	mA	
Scanner:	GE HiSpeed CT/i with SmartBeam			Rotation time	15	s	
kV:	140			mAs / Rotation		mAs	
Scan Region:	Body			Collimation		mm	
Data Set	MCSET18	Update Data Set		Slice Width	10	mm	
Current Data	MCSET18			Pitch	1		
Scan range				Rel. CTDI	Lookup 1,00	(assumed)	
Start Position	8,5	cm	Get From Phantom	CTDI (air)	Lookup 13,2	mGy/100mAs	
End Position	18	cm	Diagram	CTDI (soft tissue)		mGy/100mAs	
Patient Sex:	m			CTDI <sub>w</sub>	Lookup 13,1	mGy/100mAs	

Organ	w <sub>r</sub>	H <sub>T</sub>	w <sub>r</sub> H <sub>T</sub>
Gonads	0,2	0,062	0,012
Bone Marrow (red)	0,12	0,29	0,035
Colon	0,12	0,79	0,094
Lung	0,12	0,0016	0,00019
Stomach	0,12	0,03	0,0036
Bladder	0,05	1,2	0,060
Breast	0,05	0,0012	0,000060
Liver	0,05	0,018	0,00090
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,0002	0,000010
Thyroid	0,05	0,000034	1,7E-06
Skin	0,01	0,16	0,0016
Bone Surface	0,01	0,29	0,0029
Uterus	0,025	1,8	0,045
Remainder 2	0,025	0,25	0,0061
<b>Total</b>			<b>0,26</b>

Remainder Organs	H <sub>T</sub>
Adrenals	0,0061
Brain	2,8E-06
Upper Large Intestine	0,48
Small Intestine	0,52
Kidney	0,031
Pancreas	0,015
Spleen	0,015
Thymus	0,0002
Uterus	1,8
Muscle	0,25

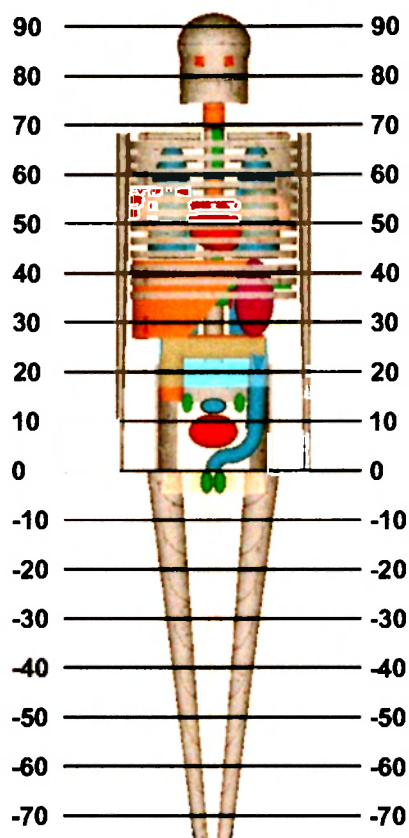
  

CTDI <sub>w</sub> (mGy)	4,9
CDTI <sub>w</sub> (mGy)	4,9
DLP (mGy.cm)	47

Obr. 5.1.1: Program ImpACT Dosimetry - ukázka

K vlastním výpočtům vnějšího ozáření jsem postupovala takto:

- 1) Nejprve je třeba zadat rozsah skenované oblasti. K tomuto účelu slouží v programu matematický model člověka, jehož orgány tvoří geometrické obrazce (Obr. 5.1.2). Vymezení skenované oblasti jsem provedla pomocí fúzovaných SPECT/CT obrazů a konzultovala s lékaři ÚNM. U sporných snímků mi lékaři pomohli identifikovat jednotlivé orgány, jež byly při CT vyšetření ozářeny.



**Obr. 5.1.2: Fantom - matematický model člověka**

- 2) Při výpočtu je potřeba vybrat vhodný CT skener z nabídky skenerů. „Low dose“ CT Hawkeye (GE Medical System) v nabídce skenerů zatím není. Z protokolu poslední zkoušky dlouhodobé stability jsem tedy zjistila naměřené hodnoty CTDI ve vzduchu (13,2 mGy/100 mAs) a ve fantomu těla (ve středu 5,2 mGy/100 mAs a v periferních polohách 11,1 mGy/100 mAs) a z nabídky skenerů jsem vybrala CT skener firmy GE HiSpeed CT/i with SmartBeam s napětím rentgenky 140 kV jehož uvedené hodnoty CTDI se nejvíce shodovaly s hodnotami CTDI Hawkeye (5,8 mGy/100mAs ve středu fantomu a 10,7 mGy/100 mAs v periferních polohách fantomu).



- 3) Dále jsem zadala následující parametry akvizice: proud 2,5 mA, dobu rotace 15 s (20 s - perfúzní scintigrafie myokardu), šířku řezu 10 mm a CTDI ve vzduchu 13,2 mGy/100 mAs. Tyto parametry jsou kromě doby rotace pro všechna vyšetření identická. (CT Hawkeye má konstantní proud i napětí rentgenky).
- 4) Posledním krokem v programu je určení pohlaví pacienta. Po zadání všech uvedených parametrů, program vypočítá ekvivalentní dávku pro jednotlivé orgány a efektivní dávku.

Uvedený postup umožňuje stanovení  $H_T$  a E pro průměrného pacienta. Pro stanovení  $H_T$  a E u dětí je nutno použít korekční tabulku, která se v programu nachází na listu „Paediatric“. V této tabulce jsou uvedeny normalizované E dětí vztažené na dávky dospělých. Všechna vyšetření, která jsem ve své diplomové práci použila byla provedena dospělým pacientům, výpočty u dětí jsem tedy neprováděla.

## 5.2 Výpočty $H_T$ a $E$ pro CT vyšetření

Výsledné hodnoty  $H_T$  a  $E$ , které jsem vypočetla pomocí počítačového programu ImPACT Dosimetry, jsem uspořádala do přehledných tabulek zvlášť pro každé SPECT/CT vyšetření. Následně jsem provedla výpočet průměrných hodnot  $H_T$  a  $E$ . U  $E$  jsem navíc vypočetla směrodatnou odchylku a určila minimální a maximální hodnotu. Z vypočtených průměrných hodnot  $H_T$  a  $E$  jsem pro každé vyšetření vytvořila graf. Příslušné hodnoty uspořádala v pořadí od nejvyšších k nejnižším.

### 5.2.1 SPECT/CT skeletu

V tomto souboru vyšetření jsem pracovala se skupinou 23 pacientů. Pacienty jsem v tabulce rozdělila do tří skupin podle lokalizace ozáření: A - hrudník, B - hrudník a břicho, C - dolní oblast břicha a pánve. Výpočty jsem prováděla pro každou skupinu zvlášť. Pacient. č. 9 absolvoval vyšetření dvakrát, proto jsem hodnoty jeho  $H_T$  a  $E$  sečetla.

Pro skupinu A, při ozáření v oblasti hrudníku, průměrná efektivní dávka je  $E = 0,67 \pm 0,13$  mSv v rozmezí (0,52-0,81) mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku obdrží plíce  $H_T = 0,22 \pm 0,06$  mSv a jícen  $H_T = 0,15 \pm 0,01$  mSv.

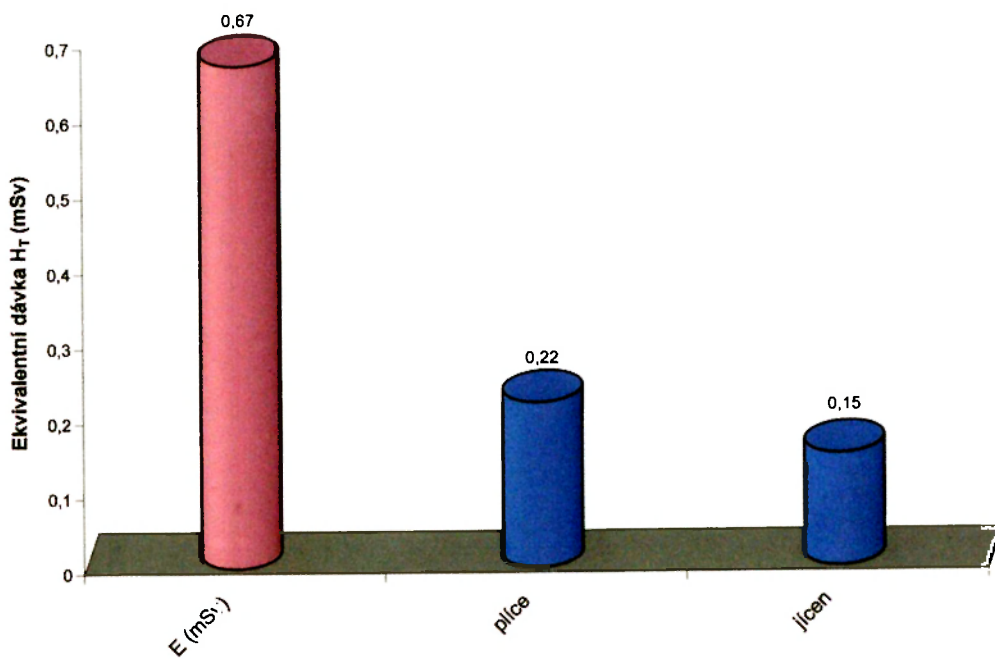
Pro skupinu B, při ozáření oblasti hrudníku a zároveň břicha, je průměrná efektivní dávka  $E = 1,48 \pm 0,22$  mSv, v rozmezí (0,97-1,73) mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku obdrží plíce  $H_T = 0,31 \pm 0,06$  mSv a žaludek:  $H_T = 0,30 \pm 0,04$  mSv.

Pro skupinu C, při ozáření dolní oblasti břicha a pánve, je průměrná efektivní dávka  $E = 0,41 \pm 0,17$  mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku obdrží gonády  $H_T = 0,17 \pm 0,12$  mSv a střevo  $H_T = 0,10 \pm 0,04$  mSv.

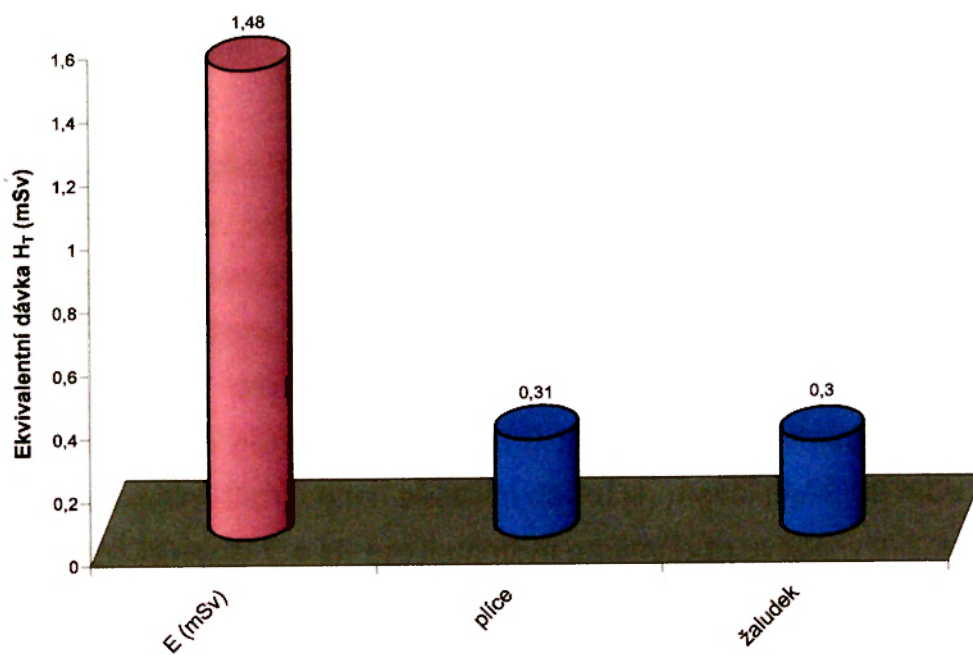
V *Grafech 1a, 1b a 1c* jsou pro všechny skupiny znázorněny výše uvedené hodnoty efektivní dávky a ekvivalentní dávky nejvíce ozářených orgánů.

Vypočítané hodnoty  $E$  a  $H_T$  z CT pro pacienty zahrnuté do studie SPECT/CT skeletu jsou uvedeny v *Příloze 2*.

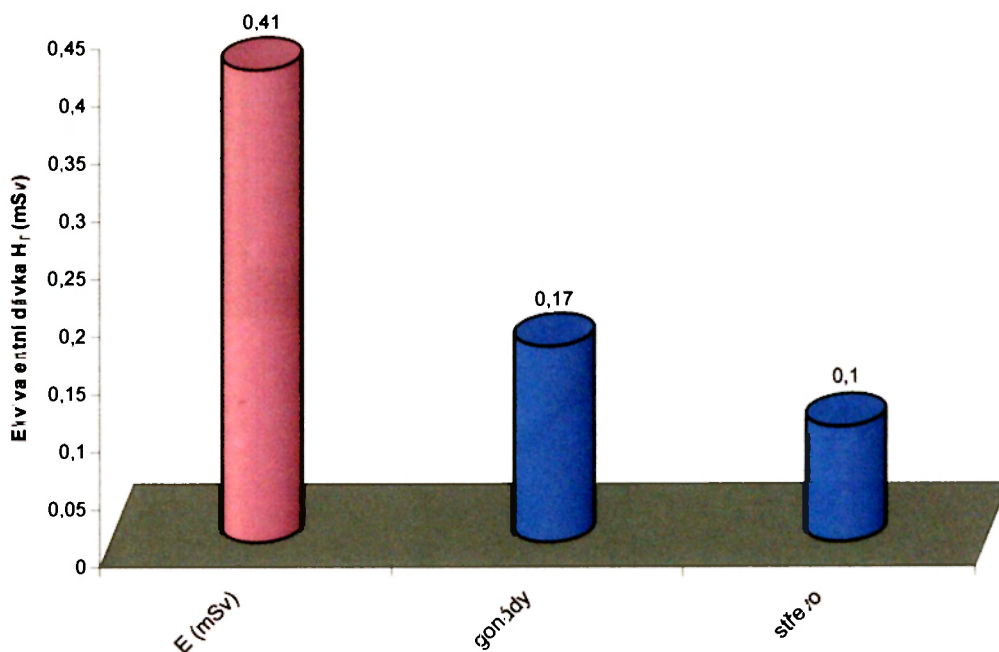
**Graf 1a: Průměrné hodnoty E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT skeletu (<sup>99m</sup>Tc-MDP)  
Skupina A - hrudník**



**Graf 1b: Průměrné hodnoty E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT skeletu (<sup>99m</sup>Tc-MDP)  
Skupina B - hrudník + břicho**



**Graf 1c: Průměrné hodnoty E a  $H_T$  z CT při SPECT/CT skeletu ( $^{99m}\text{Tc-MDP}$ )  
Skupina C - dolní část břicha + pánev**



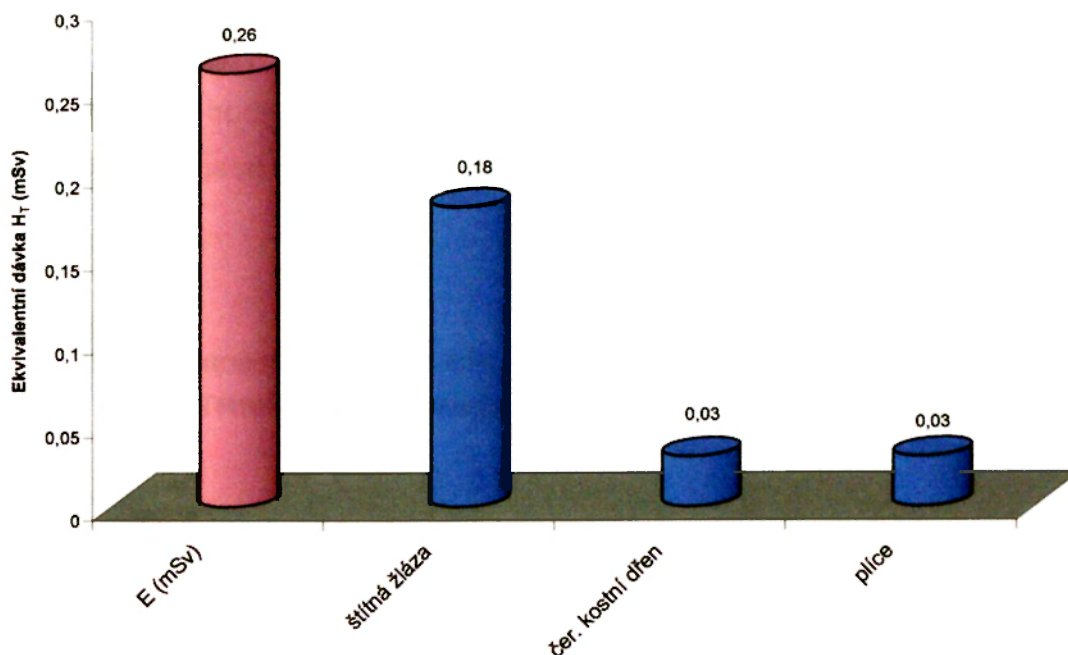
### 5.2.2 SPECT/CT příštítných tělísek

Tento soubor vyšetření obsahoval hodnoty od 11 pacientů. Pacienty jsem v tabulce nijak nedělila, jelikož byla ozářena stejná oblast. Po provedení výpočtů jsem zjistila, že průměrná efektivní dávka E, kterou pacienti obdrží při CT je  $0,26 \pm 0,04$  mSv. Vypočtené hodnoty E se pohybovaly v rozmezí 0,20-0,37 mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku  $H_T$  obdrží štítná žláza  $0,18 \pm 0,01$  mSv. Rozsah vypočtených hodnot  $H_T$  pro štítnou žlázu je 0,15-0,16 mSv. Ostatní ozářené orgány (plíce a červená kostní dřeň) obdrží efektivní dávku  $H_T$  menší než 0,09 mSv.

Vypočtené hodnoty E a  $H_T$  pro jednotlivé orgány jsou uvedeny v *Grafu 2*.

Vypočítané hodnoty E a  $H_T$  z CT pro pacienty zahrnuté do studie SPECT/CT příštítných tělísek jsou uvedeny v *Příloze 3*.

Graf 2: Průměrné hodnoty E a  $H_T$  z CT při SPECT/CT přištítných tělísek ( $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ )



### 5.2.3 SPECT/CT perfúze myokardu

Soubor tohoto vyšetření obsahoval 13 pacientů. Podle typu studie jsem je rozdělila do dvou skupin: A - zátěžová i klidová studie, B - pouze zátěžová studie. Hodnoty od pacientů, kteří absolvovali zátěžovou i klidovou studii, jsem sečetla. Jednalo se o pacienty č. 1 až č. 4.

Pro skupinu A jsem vypočetla průměrnou efektivní dávku  $E = 1,86 \pm 0,13$  mSv. Obdržená efektivní dávka se pohybovala v rozmezí (1,73-2,04) mSv. Nejvyšší průměrné ekvivalentní dávky mají plíce:  $H_T = 0,60 \pm 0,01$  mSv, v rozmezí (0,59-0,61) mSv a žaludek:  $H_T = 0,32 \pm 0,05$  mSv, v rozmezí (0,28-0,39) mSv.

Pro další orgány jsem vypočetla následující hodnoty ekvivalentní dávky: mléčná žláza u žen  $H_T = 0,26 \pm 0,00$  mSv, jícen  $H_T = 0,18 \pm 0,01$  mSv, játra  $H_T = 0,16 \pm 0,05$  mSv a červená kostní dřeň  $H_T = 0,16 \pm 0,01$  mSv. Vypočtené hodnoty jsou uvedeny v *Grafu 3*.

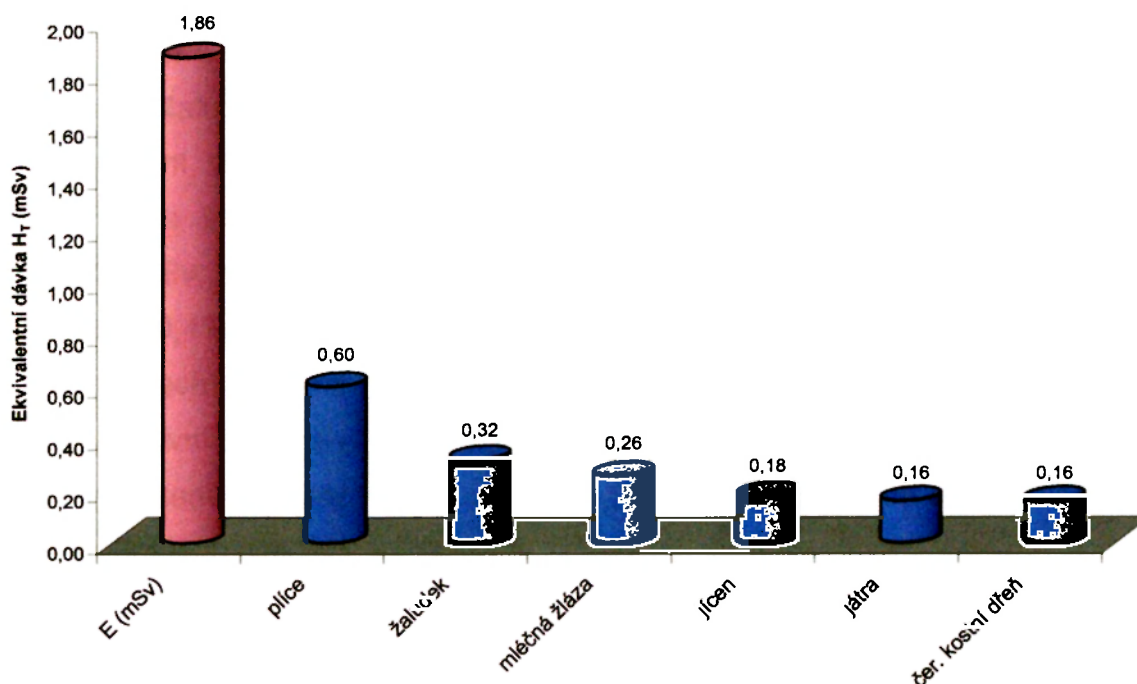
Pro skupinu B (pacienti byly vyšetřováni bez klidové perfúzní scintigrafie) je vypočtená průměrná efektivní dávka  $E = 0,92 \pm 0,01$  mSv, v rozmezí (0,80-1,10) mSv.

Průměrné ekvivalentní dávka plic  $H_T = 0,31 \pm 0,02$  mSv, v rozmezí (0,29-0,34) mSv a žaludku  $H_T = 0,15 \pm 0,04$  mSv, v rozmezí (0,08-0,20) mSv.

Hodnoty ekvivalentní dávky pro další orgány – mléčnou žlázu, jícen, játra a červenou kostní dřeň jsou poloviční vůči skupině B.

Vypočítané hodnoty E a  $H_T$  z CT pro pacienty zahrnuté do studie SPECT/CT perfúze myokardu jsou uvedeny v Příloze 4.

Graf 3: Průměrné hodnoty E a  $H_T$  z CT při SPECT/CT perfúze myokardu  $^{99m}\text{Tc}$ -Tetrofosmin (Myoview) při zátěžovém i klidovém vyšetření



#### 5.2.4 SPECT/CT nádorů

Vyšetření nádorů je, jak jsem již psala v *Kapitole 3.4*, ÚNM 1. LF UK a VFN prováděno pomocí dvou radiofarmak -  $^{111}\text{In}$ -pentetretid (OctreoScan) nebo  $^{123}\text{I}$ -MIBG (Meta-IodBenzylGuanidium) - proto jsem vytvořila dvě nezávislé tabulky s výpočty i s grafy.

#### 5.2.4.1 SPECT/CT nádorů pomocí $^{111}\text{In}$ -pentetretotid (OctreoScan)

V tomto souboru jsem měla k dispozici hodnoty od 18 pacientů. V tabulce jsem je rozdělila podle oblasti ozáření do třech skupin: A - hrudník, B - břicho, C - hrudník + břicho + pánev. Výpočty jsem provedla pro všechny skupiny zvlášť.

U pacientů (č.13, 14, 17 a 18), kteří absolvovali vyšetření dvakrát, jsem provedla součet jejich hodnot  $H_T$  a E.

Pro skupinu A (pacienti ozáření v oblasti hrudníku) je průměrná efektivní dávka  $E = 0,91 \pm 0,04$  mSv, v rozmezí (0,88-0,96) mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku obdrží plíce  $H_T = 0,31 \pm 0,01$  mSv a jícen  $H_T = 0,15 \pm 0,00$  mSv.

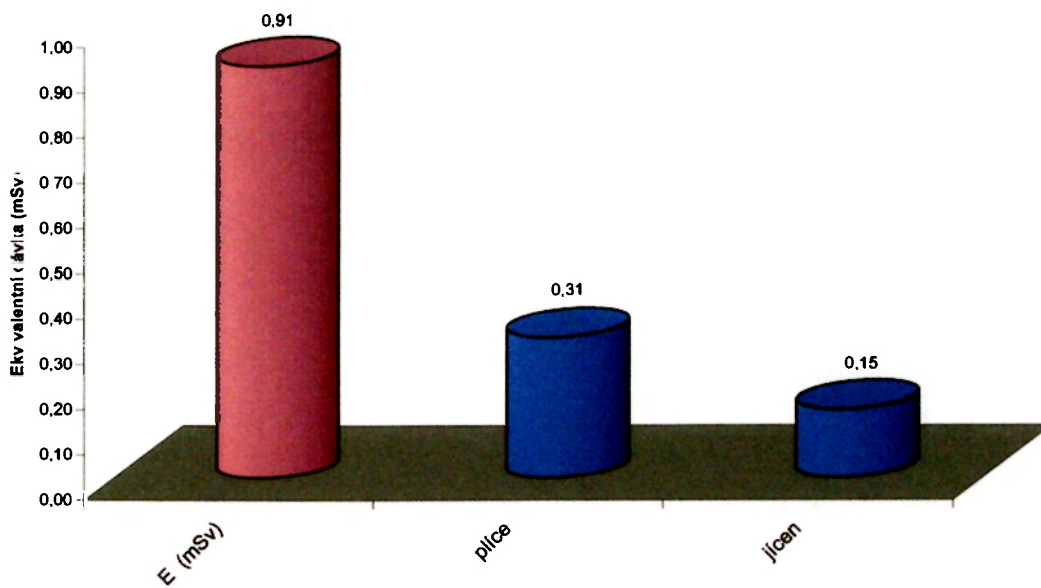
Pro skupinu B (pacienti ozáření v oblasti břicha) jsem vypočetla průměrnou efektivní dávku  $E = 0,69 \pm 0,16$  mSv, v rozmezí (0,45-0,90) mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku obdrží žaludek  $H_T = 0,29 \pm 0,05$  mSv, a játra  $H_T = 0,10 \pm 0,03$  mSv.

Poslední skupina C (hrudník + břicho + pánev) byla ozářena v různých oblastech těla v různém rozmezí. Vypočtená průměrná efektivní dávka byla  $E = 1,58 \pm 0,43$  mSv, v rozmezí (1,10-2,25) mSv. Největší ekvivalentní dávku obdrží gonády  $H_T = 0,43 \pm 0,27$  mSv a žaludek  $H_T = 0,34 \pm 0,07$  mSv.

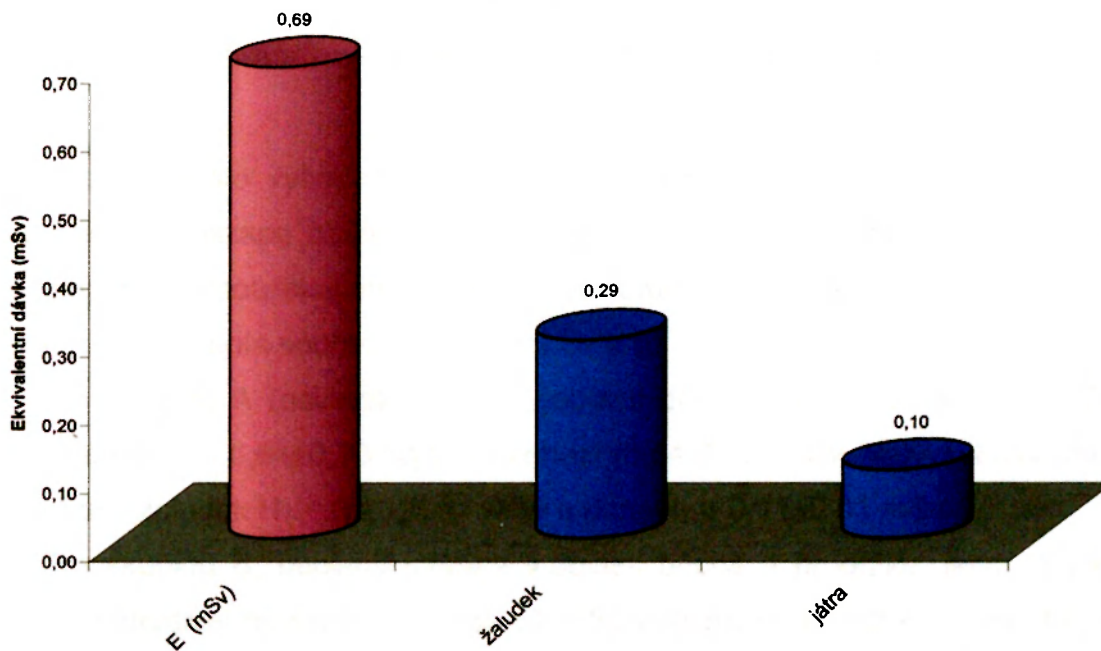
V *Grafech 4a, 4b a 4c* jsou pro všechny skupiny znázorněny výše uvedené hodnoty efektivní dávky a ekvivalentní dávky nejvíce ozářených orgánů.

Vypočítané hodnoty E a  $H_T$  z CT pro pacienty zahrnuté do studie SPECT/CT nádorů ( $^{111}\text{In}$ ) jsou uvedeny v *Příloze 5*.

**Graf 4a: Průměrné hodnoty E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT nádorů pomocí <sup>111</sup>In-pentetreotid (OctreoScan) Skupina A - hrudník**

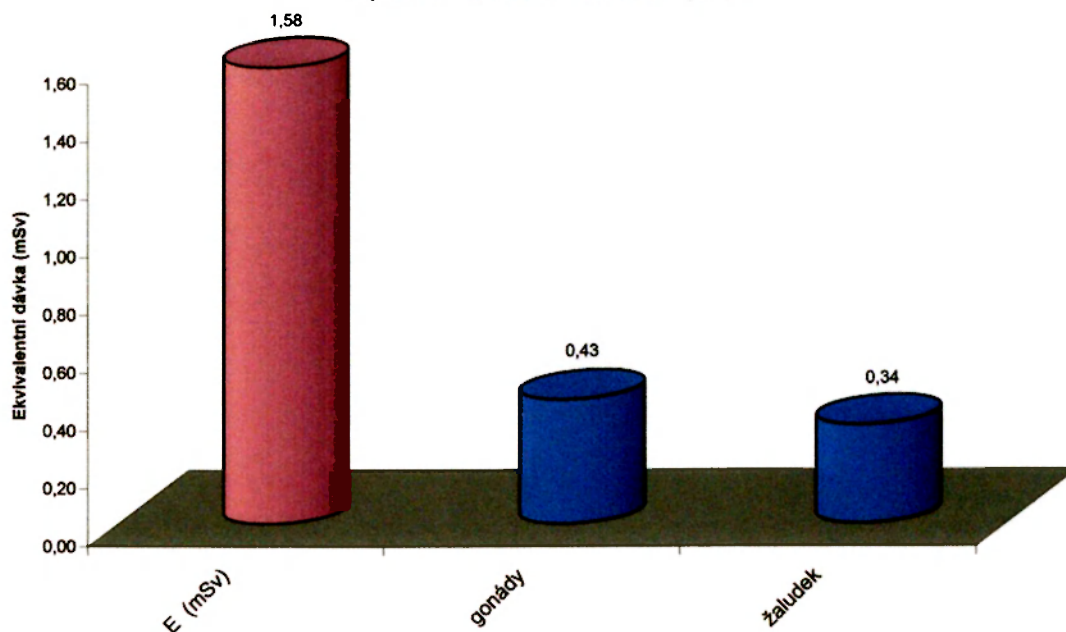


**Graf 4b: Průměrné hodnoty E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT nádorů pomocí <sup>111</sup>In-pentetreotid (OctreoScan) Skupina B - břicho**





**Graf 4c: Průměrné hodnoty E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT nádorů pomoci <sup>111</sup>In-pentetreotid (OctreoScan) Skupina C - hrudník + břicho + pánev**



#### 5.2.4.2 SPECT/CT nádorů pomoci <sup>123</sup>I-MIBG (Meta-IodBenzylGuanidium)

Soubor tohoto vyšetření obsahoval 14 pacientů. Opět jsem je rozdělila do skupin podle lokalizace ozáření: A - břicho, B – hrudník a břicho. Výpočty jsem prováděla pro každou skupinu zvlášť. U pacienta č. 6, který absolvoval vyšetření dvakrát, jsem provedla součet jeho hodnot H<sub>T</sub> a E.

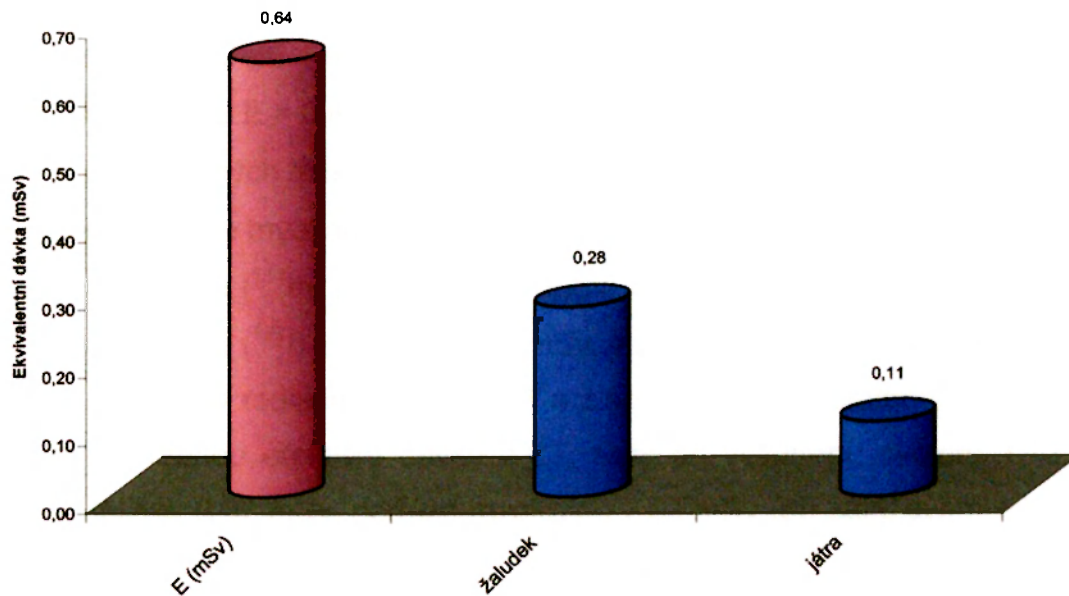
Pro skupinu A (pacienti ozáření v oblasti břicha) jsem vypočetla průměrnou efektivní dávku  $E = 0,64 \pm 0,10$  mSv, v rozmezí (0,54-0,77) mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku obdrží žaludek  $H_T = 0,28 \pm 0,01$  mSv a játra  $H_T = 0,11 \pm 0,01$  mSv.

Pro skupinu B, pacienti ozáření v oblasti břicha a hrudníku jsem vypočetla průměrnou efektivní dávku  $E = 1,37 \pm 0,41$  mSv v rozmezí (1,10-2,40) mSv. Nejvyšší ekvivalentní dávku obdrží žaludek  $H_T = 0,30 \pm 0,06$  mSv a plíce  $H_T = 0,26 \pm 0,14$  mSv.

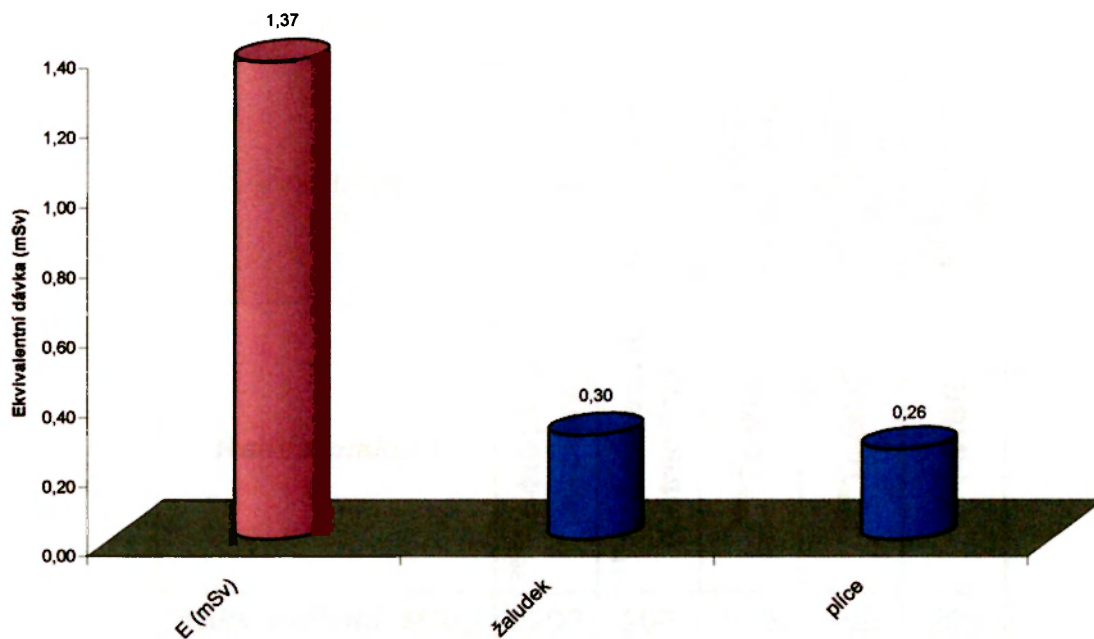
V *Grafech č. 5a a 5b* jsou pro obě skupiny znázorněny výše uvedené hodnoty efektivní dávky a ekvivalentní dávky nejvíce ozářených orgánů.

Vypočítané hodnoty E a H<sub>T</sub> z CT pro pacienty zahrnuté do studie SPECT/CT nádorů (<sup>123</sup>I) jsou uvedeny v *Příloze 6*.

Graf 5a: Průměrné hodnoty E a  $H_T$  z CT při SPECT/CT nádorů pomocí  $^{123}\text{I}$ -MIBG  
Skupina A - břicho



Graf 5b: Průměrné hodnoty E a  $H_T$  z CT při SPECT/CT nádorů pomocí  $^{123}\text{I}$ -MIBG  
Skupina B - hrudník + břicho



### 5.3 Porovnání hodnot E z CT a z radiofarmak

Pro všechna CT vyšetření jsem si vypočetla průměrnou efektivní dávku bez ohledu na oblast ozáření. Průměrná efektivní dávka je při CT vyšetření:

- skeletu  $E = 0,83 \pm 0,52$  mSv, v rozmezí (0,21-1,73) mSv
- příštítných tělísek  $E = 0,26 \pm 0,04$  mSv, v rozmezí (0,20–0,37) mSv
- perfúze myokardu  $E = 1,86 \pm 0,13$  mSv, v rozmezí (1,73-2,04) mSv
- nádorů ( $^{111}\text{In}$ )  $E = 1,07 \pm 0,51$  mSv, v rozmezí (0,45-2,25) mSv
- nádorů ( $^{123}\text{I}$ )  $E = 1,16 \pm 0,48$  mSv, v rozmezí (0,54-2,40) mSv

Pro porovnání radiační zátěže z CT a z aplikovaných radiofarmak jsem zvolila maximální obdrženu efektivní dávku z CT, tedy při vyšetření: skeletu 1,73 mSv, příštítných tělísek 0,37 mSv, perfúze myokardu 2,04 mSv (při zátěžovém + klidovém vyšetření), nádorů s  $^{111}\text{In}$  2,25 mSv a s  $^{123}\text{I}$  2,40 mSv.

Radiační zátěž pacientů z aplikovaných radiofarmak jsem zjistila z odborné literatury [1], [12], pro 70 kg pacienta a běžné aplikované aktivity na ÚNM. Vypočtené hodnoty E a  $H_T$  pro radiofarmaka zahrnutá do této práce jsou uvedeny v tabulce, v Příloze 7.

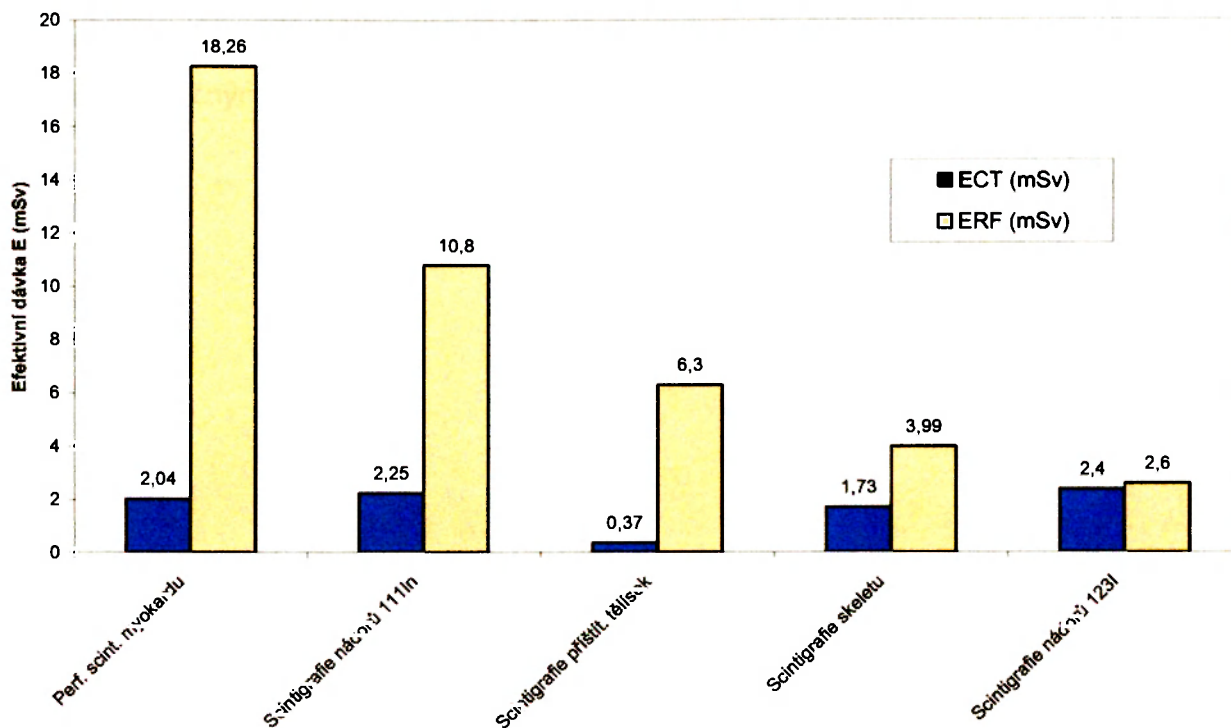
**Tab. 5.3.1: Porovnání hodnot E z CT ( $E_{CT}$ ) a E z radiofarmak ( $E_{RF}$ )**

<b>Vyšetření</b>	<b>Perf. scint. myokardu</b>	<b>Scintigrafie nádorů</b>	<b>Scintigrafie příštítn. tělísek</b>	<b>Scintigrafie skeletu</b>	<b>Scintigrafie nádorů</b>
<b>Radifarmakum</b>	$^{99m}\text{Tc}$ -tetrofosmin (Myoview)	$^{111}\text{In}$ -pentetotrid (OctreoScan)	$^{99m}\text{Tc}$ -MIBI	$^{99m}\text{Tc}$ -MDP	$^{123}\text{I}$ -MIBG
<b>Aplik. aktivita (MBq)</b>	2200	200	700	700	200
<b><math>E_{CT}</math> (mSv)</b>	2,04	2,25	0,37	1,73	2,40
<b><math>E_{RF}</math> (mSv)</b>	18,26	10,80	6,30	3,99	2,60
<b><math>E_{CT} / E_{RF}</math> (%)</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>6</b>	<b>43</b>	<b>92</b>

V tabulce (Tab. 5.3.1) je uvedeno porovnání efektivních dávek při CT vyšetření (maximální E pro jednotlivé vyšetření -  $E_{CT}$ ) a z aplikovaných radiofarmak  $E_{RF}$ . Abych zdůraznila rozdíl mezi oběma E, přepočítala jsem v tabulce hodnoty  $E_{CT}$  na % z hodnot  $E_{RF}$ .

Hodnoty v tabulce jsou znázorněny graficky v Grafu 6.

Graf 6: Porovnání hodnot E z CT ( $E_{CT}$ ) a E z radiofarmak ( $E_{RF}$ )



Z tabulky (Tab. 5.3.1) vyplývají následující závěry: radiační zátěž z „low dose“ CT činí 6% až 92% radiační zátěže z aplikovaného radiofarmaka. Největší radiační zátěž (efektivní dávka) při CT vyšetření je 2,40 mSv a to při vyšetření nádorů. Tato hodnota efektivní dávky zvýší radiační zátěž pacienta téměř dvojnásobně. Vysoký podíl radiační zátěže z CT na celkové radiační zátěži pro vyšetření nádorů lze akceptovat, neboť SPECT/CT má velký přínos pro lepší upřesnění anatomické lokalizace ložiska a tím i na správnou a včasnou léčbu.

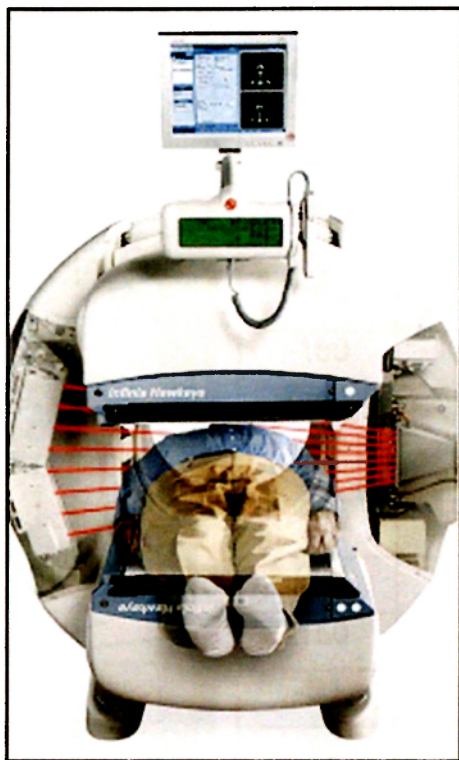
Radiační zátěž z CT při vyšetření příštítných tělísek je pouhých 6% efektivní dávky, kterou pacient obdrží při aplikaci radiofarmaka. Tedy lze „low dose“ CT doporučit jako běžný postup při vyšetření příštítných tělísek.

Stejný závěr lze učinit i v případě vyšetření perfúze myokardu, kdy efektivní dávka z CT (maximálně 2,04 mSv) tvoří 11% celkové radiační zátěže pacienta.

Při vyšetření skeletu může efektivní dávka dosáhnout až téměř 50% radiační zátěže pacienta. V tomto případě je doporučeno lékaři aby zvážil přínos diagnostické informace vůči ozáření a při CT vyšetření volil co nejmenší oblast ozáření s ohledem na ozáření možných orgánů.

## **5.4 Radiační zátěž personálu při SPECT/CT vyšetření**

Při stanovování efektivní dávky obsluhujícího personálu při SPECT/CT vyšetření je nutno zvážit následující poznatky. Do svých úvah nezahrnuji laboratorní přípravu radiofarmak, neboť tuto činnost vykonává speciální pracovník - radiofarmaceut. V úvaze mám pouze činnosti, při kterých je ošetřující personál (sestry a radiologičtí asistenti) ve styku s pacientem. Jedná se o aplikaci radiofarmaka pacientovi a manipulace s pacientem, tj. uložení pacienta na vyšetřovací lůžko SPECT kamery a asistenci při opouštění lůžka či vyšetřovny (v případě imobilních pacientů).



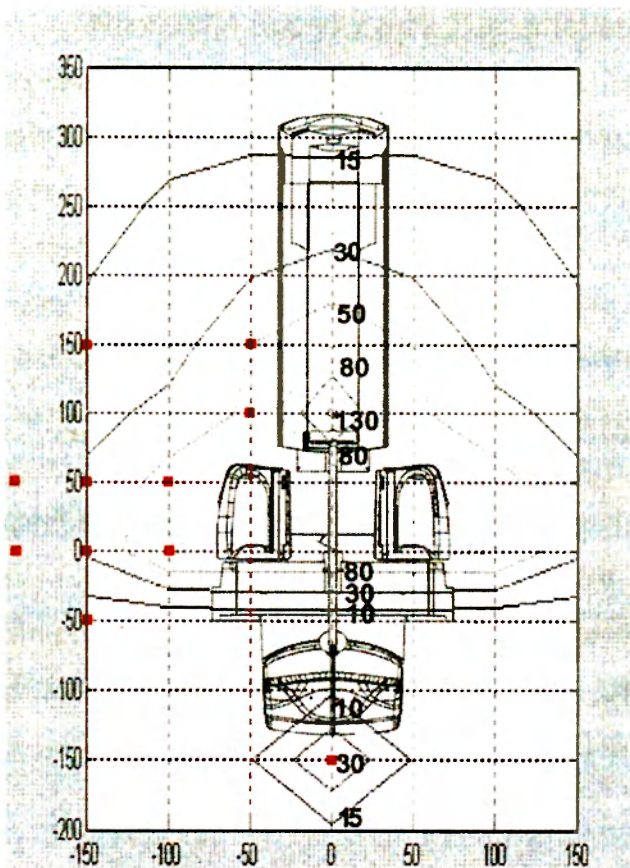
**Obr. 5.4.1: Scintilační SPECT/CT kamera infinia/Hawkeye  
(firma GE Medical System)**

Pro odhad příkonu dávkového ekvivalentu při scintigrafických vyšetřeních jsem si zvolila scintigrafii skeletu, jakožto jedno z nejčastěji prováděných vyšetření. Dospělému pacientovi byla intravenózně aplikována aktivita 800 MBq  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP.

Příkon dávkového ekvivalentu jsem změřila přístrojem FH 40 G-L, který je navázán na ověřené měřidlo. Příkon dávkového ekvivalentu jsem měřila v úrovni hlavy, horní a dolní části těla ve výšce 90 cm a 140 cm, ve vzdálenosti 50 cm od těla pacienta.

Naměřené hodnoty příkonu dávkového ekvivalentu ve výšce 90 cm jsou následující: v úrovni hlavy 3,7  $\mu\text{Sv/h}$ , v oblasti hrudníku 5,4  $\mu\text{Sv/h}$  a v oblasti břicha 5,7  $\mu\text{Sv/h}$ . Ve výšce 140 cm jsem naměřila příkon dávkového ekvivalentu: v úrovni hlavy 4,1  $\mu\text{Sv/h}$ , v oblasti hrudníku 5,9  $\mu\text{Sv/h}$  a v oblasti břicha 4,4  $\mu\text{Sv/h}$ .

Dále jsem si u vybraných pracovníků zjistila efektivní dávky dle údajů filmových dozimetrů pracovníků za poslední dva roky. Průměrná hodnota efektivní dávky je 2,5 mSv za rok.



Souřadnice místa měření		Příkon dávkového
x	y	
-100	0	64,5
-150	0	42,6
-200	0	40,7
-100	50	58,7
-150	50	19,5
-200	50	15,6
-150	-50	10,5
-50	100	45,5
-50	150	23,9
-150	150	18
0	-150	20,2

**Obr. 5.4.2: Schéma hodnot příkonu dávkového ekvivalentu**

Pro posouzení radiační zátěže z CT musíme učinit následující rozvahu. Personál při zapnutém CT má vstup do vyšetřovny zakázán. Okno mezi vyšetřovnou a ovladovnou je z olovnatého skla v takové tloušťce, že záření, které emituje rentgenka CT, jím neprochází. Hodnota příkonu dávkového ekvivalentu v ovladovné je na úrovni běžného pozadí. Personál tedy při běžné činnosti CT neobdrží žádnou radiační zátěž navíc.

Ve zvláštních případech však může dojít k porušení zákazu vstupu personálu do vyšetřovny při zapnutém CT (např. při náhlém kolapsu pacienta, při vyšetření dítěte nebo při technické komplikaci – namotání kabelů z EKG na detektory apod.).

Pro ověření příkonu dávkového ekvivalentu od CT, které výrobce uvádí v manuálu, jsem použila opět přístroj FH 40 G-L. Měření jsem provedla za stejných podmínek jako výrobce, tedy při napětí na rentgence 140 kV a proudu 2,5 mA, doba rotace 15 s. Příkon dávkového ekvivalentu jsem měřila ve výšce 140 cm.

Naměřené hodnoty jsou zaznamenány na *Obr. 5.4.2*. Z obrázku je patrné, že největší příkon dávkového ekvivalentu je na ose označené „0“, svírající s podélnou osou SPECT kamery  $90^{\circ}$ . Je to dáno tím, že záření z rentgenky dopadá na tuto rovinu přímo, především je-li rentgenka na pravé straně kamery, tedy v místech se souřadnicemi (50,0).

Naměřené hodnoty se v některých místech odlišují od hodnot udávaných výrobcem až o 50% a jsou menší než hodnoty, které udává výrobce. Tyto odchylky mohou být způsobeny jiným typem měřidla než použil výrobce (v manuálu není přesně specifikován) a směrovou závislostí měřidla (odezva měřidla není stejná ve všech úhlech).

Lze tedy konstatovat, že k radiační zátěži personálu, obsluhujícího SPECT kameru, provoz „low dose“ CT typu Hakweye nepřispívá, pokud personál dodrží zákaz vstupu do vyšetřovny při zapnutém „low dose“ CT.



## 6. Závěr

SPECT/CT s tzv. „low dose“ CT slouží k upřesnění anatomické lokalizace ložisek patologické akumulace a k získání individuálních map lineárních součinitelů zeslabení pro korekci na zeslabení. Emisní snímky ze SPECT a transmisní z CT jsou tak snímány téměř současně, a tak zajišťují přesné překrývání sobě odpovídajících struktur.

Cílem této práce bylo zjistit radiační zátěž pacientů i personálu při používání této hybridní scintilační kamery na Ústavu nukleární medicíny (ÚNM) 1.LF UK a VFN v Praze.

Do této práce byla zahrnuta vyšetření perfúze myokardu, příštítných tělísek, skeletu a diagnostiky nádorů.

Efektivní (E) a ekvivalentní dávku ( $H_T$ ) pro jednotlivé orgány z aplikovaných radiofarmak jsem získala z odborné literatury [1], [12] a přepočítala k aplikovaným aktivitám používaných na pracovišti ÚNM. Pro výpočet radiační zátěže pacientů z CT jsem použila počítačový program.

V práci jsem dospěla k následujícím závěrům. Radiační zátěž z „low dose“ CT může činit 6% až 92% radiační zátěže z aplikovaného radiofarmaka. Největší radiační zátěž při CT vyšetření jsem vypočetla při vyšetření nádorů a to  $E = 2,4$  mSv. Tuto hodnotu efektivní dávky můžeme akceptovat, vzhledem k přínosu v přesnější diagnostice nádorů.

„Low dose“ CT lze běžně vyšetřovat příštítná tělíčka a perfúzi myokardu, neboť radiační zátěž z CT je pouhých 6% resp. 11% efektivní dávky, kterou pacient obdrží při aplikaci radiofarmaka.

Při vyšetření skeletu může efektivní dávka z CT dosáhnout až téměř 50% radiační zátěže pacienta. Při tomto vyšetření musí lékař ÚNM zvážit přínos diagnostické informace z CT. Dále je doporučeno volit co nejmenší rozsah ozáření s ohledem na ozáření možných orgánů.

Za předpokladu, že personál dodržuje zákaz vstupu do vyšetřovny při zapnutém CT provoz „low dose“ CT typu Hakweye nepřispívá ke zvýšení radiační zátěže personálu.

Při překročení zákazu vstupu ve zvláštních případech, lze pro odhad efektivní dávky, při odhadnutí doby a místa pobytu personálu ve vyšetřovně, použít příkon dávkového ekvivalentu, který udává výrobce v manuálu.

## 7. Použitá literatura:

- [1] Hušák a kol: Radiační zátěž a radiační ochrana pacienta v diagnostické nukleární medicíně, SÚJB, Praha, 2004
- [2] Cherry et al: Physics in Nuclear Medicine, third edition, Saunders, 2003
- [3] Malátová, I.: Přístupy k hodnocení vnitřního ozáření, FJFI, 1999
- [4] Michael, F.: Radiation Dose in CT, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT, Radiographics Vol. 22, No. 6, November – December 2002
- [5] Siegel et al: MIRD Pamflet No.16: Techniques for Quantitative Radiopharmaceutical Biodistribution Data Acquisition and Analysis for Use in Human Radiation Dose Estimates, The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 40 No. 2 (Supply), February 1999
- [6] Stabin, M. G.: Health Concerns Related to Radiation Exposure of the Female Nuclear Medicine Patient, RIDIC, Oak Ridge Institute for Science and Education
- [7] Urbánek, J. a kol.: Nukleární medicína, Jilemnice, 2002
- [8] Vyhláška SÚJB 307/2002 Sb. (změna 499/2005 Sb.)
- [9] Zanzonico Pat: Internal Radionuclide Radiation Dosimetry: A Review of Basic Concepts and Recent Developments, The Journal of Nuclear Medicine Vol. 41 No. 2, February 2000
- [10] [www.sweb.cz/AstroNukIFyzika](http://www.sweb.cz/AstroNukIFyzika)
- [11] <http://www.sujb.cz/>
- [12] <http://www.sukl.cz/>
- [13] <http://www.doseinfo-radar.com/>
- [14] <http://www.impactscan.org>
- [15] <http://www.cyberqual.it>
- [16] <http://www.wellhofer.com>

## **8. Seznam příloh:**

**Příloha 1: Tabulka limitů ozáření**

**Příloha 2: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT vyšetření skeletu (<sup>99m</sup>Tc-MDP)**

**Příloha 3: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT vyšetření příštitných tělísek (<sup>99m</sup>Tc-MIBI)**

**Příloha 4: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT vyšetření perfúze myokardu (<sup>99m</sup>Tc-tetrofosmin)**

**Příloha 5: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT vyšetření nádorů (<sup>111</sup>In-pentetreotid)**

**Příloha 6: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT vyšetření nádorů (<sup>123</sup>I-MIBG)**

**Příloha 7: E a H<sub>T</sub> z radiofarmak**

**Příloha 1: Tabulka limitů ozáření**

		Základní limity obecné (mSv)	Základní limity pro radiační pracovníky (mSv)	Základní limity pro učně a studenty (mSv)
<b>Efektivní dávka</b>	celé tělo	1	max 50 mSv/rok (100 mSv za 5 let)	6
<b>Ekvivalentní dávka</b>	oči	15	150	50
	kůže, ruce, nohy	50	500	150

**Příloha 2: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT skeletu (<sup>99m</sup>Tc-MDP)**

Skupina	Pacient	Rozsah sken. oblastí (cm)		Efektivní dávka (mSv)	Ekvivalentní dávky (mSv)											
		start	konec		gonady	čer. kostní dřev	střevo	plic	záludek	moč. inechyt	mléčná žláza	játra	jícen	štítná žláza		
A	1	49,5	72,0	0,73		0,07		0,21							0,15	0,10
	2	52,5	69,5	0,52		0,06		0,16							0,14	0,03
	3	42,0	65,5	0,81		0,07		0,31	0,04			0,10	0,03	0,15		
	4	50,0	69,0	0,62		0,06		0,20								
B	5	14,0	56,5	1,50	0,30	0,13	0,11	0,24	0,32			0,10	0,13			
	6	24,5	72,0	1,50	0,03	0,13	0,02	0,35	0,31			0,11	0,12	0,16	0,10	
	7	24,5	54,0	0,97	0,03	0,08	0,02	0,20	0,30				0,12			
	8	34,0	79,0	1,30		0,12		0,34	0,18				0,09	0,16	0,16	0,20
	9a	8,5	34,0	1,00	0,42	0,08	0,16		0,14				0,04			
	9b	41,0	60,0	0,73		0,06		0,27	0,05			0,10	0,03	0,13		
	10	23,5	94,0	1,60	0,04	0,17		0,35	0,31			0,11	0,13	0,16	0,16	0,21
	11		72,5	1,50		0,15		0,35	0,32			0,11	0,13	0,16	0,16	0,12
C	12	24,0	77,5	1,50		0,14		0,35	0,31			0,13	0,13	0,14	0,20	
	13	25,5	84,0	1,50	0,03	0,15		0,35	0,30			0,11	0,12	0,16	0,21	
	14	3,5	15,5	0,34	0,04	0,03	0,13					0,11				
	15	13,0	22,5	0,47	0,30	0,05	0,09					0,02				
	16	-2,5	16,0	0,69	0,29	0,05	0,18					0,13				
	17	9,0	22,5	0,33	0,01	0,06	0,13									
	18	20,0	28,0	0,21	0,06	0,02	0,04				0,03					
	19	17,5	25,5	0,26	0,09	0,03	0,06				0,02					
	20	16,5	25,0	0,30	0,12	0,04	0,07				0,02					
	21	15,0	20,0	0,25	0,16	0,03	0,05									
	22	16,5	30,5	0,43	0,14	0,05	0,08				0,07					
	23	13,0	28,5	0,64	0,33	0,06	0,11				0,04					
24	11,0	23,0	0,61	0,35	0,05	0,11				0,01						

**Příloha 3: E a HT z CT při SPECT/CT přístítných tělísek (<sup>99m</sup>Tc-MIBI)**

Pacient	Rozsah sken. oblasti (cm)		Efektivní dávka (mSv)	Ekvivalentní dávky (mSv)		
	start	konec		čern. kostní dřen	plic	štítná žláza
1	69,0	76,0	0,20	0,01	0,01	0,17
2	66,0	79,5	0,26	0,03	0,02	0,19
3	63,0	77,0	0,29	0,03	0,03	0,19
4	66,0	78,5	0,25	0,02	0,02	0,19
5	67,0	76,0	0,22	0,02	0,01	0,18
6	66,0	76,0	0,24	0,02	0,02	0,18
7	66,0	75,5	0,23	0,02	0,02	0,18
8	63,0	73,5	0,24	0,03	0,03	0,15
9	59,5	77,0	0,37	0,04	0,07	0,19
10	57,5	69,5	0,27	0,04	0,09	0,02
11	64,0	77,0	0,27	0,03	0,03	0,19

**Příloha 4: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT perfúze myokardu (<sup>99m</sup>Tc-tetrofosmin)**

Skupina	Pacient	Studie	Rozsah sken. oblasti (cm)		Efektivní dávka (mSv)	Ekvivalentní dávky (mSv)					
			start	konec		čern. kostní	plic	záledek	mléčná žláza	játra	řícen
A	1a	K	38,5	57,0	0,86	0,07	0,31	0,12	0,13	0,08	0,11
	1b	Z	35,5	56,0	1,00	0,08	0,30	0,19	0,13	0,10	0,08
	2a	K	38,5	56,0	0,80	0,07	0,29	0,12	0,13	0,08	0,08
	2b	Z	37,0	57,0	0,93	0,08	0,32	0,16	0,13		0,11
	3a	Z	35,5	57,0	1,10	0,09	0,32	0,20		0,10	0,11
	3b	K	35,5	55,0	0,94	0,08	0,28	0,19		0,10	0,06
	4a	K	35,5	56,0	1,00	0,08	0,30	0,19		0,10	0,08
	4b	Z	38,5	56,0	0,80	0,07	0,29	0,12		0,07	0,08
B	5	Z	37,0	57,0	0,93	0,08	0,32	0,16	0,13	0,09	0,11
	6	Z	8,5	56,0	0,80	0,07	0,29	0,12	0,13	0,07	0,08
	7	Z	38,5	57,0	0,86	0,07	0,31	0,12		0,07	0,11
	8	Z	35,5	57,0	1,10	0,09	0,32	0,20	0,13	0,10	0,11
	9	Z	40,0	59,0	0,96	0,08	0,34	0,08	0,14	0,06	0,15
	10	Z	38,5	57,0	0,86	0,07	0,31	0,12		0,07	0,11
	11	Z	37,0	56,0	0,93	0,08	0,30	0,15		0,09	0,08
	12	Z	35,5	56,0	1,00	0,08	0,30	0,19		0,10	0,08
	13	Z	38,5	56,0	0,80	0,07	0,29	0,12	0,13	0,07	0,08

**Příloha 5: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT nádorů (<sup>111</sup>In-pentetreotid)**

Skupina	Pacient	Rozsah sken. oblasti (cm)		Efektivní dávka (mSv)	Ekvivalentní dávky (mSv)										
		start	konec		gonády	čer. kostní dřen	střevo	plice	zadudek	moč. měchyr	mléčna žláza	játra	jícen	štítná žláza	ledviny
A	1	44,5	72,5	0,90	0,08		0,30	0,02		0,10	0,01	0,15	0,12		
	2	43,0	76,0	0,96	0,09		0,32	0,03			0,02		0,19		
	3	41,5	69,5	0,88	0,09		0,32	0,04		0,11	0,03	0,15	0,03		
B	4	17,5	35,0	0,53	0,11	0,05	0,07	0,01	0,16	0,01				0,05	
	5	21,5	45,5	0,74	0,05	0,06	0,04	0,07	0,30	0,00				0,11	
	6	21,5	45,5	0,69	0,00	0,06	0,04	0,07	0,30	0,00				0,11	
	7	22,5	41,0	0,54	0,00	0,04	0,03	0,02	0,26	0,00				0,09	
	8	21,0	49,0	0,79	0,00	0,07	0,04	0,13	0,31	0,01				0,12	
	9	21,0	49,0	0,85	0,06	0,07	0,04	0,13	0,31	0,00				0,12	
	10	9,5	45,5	0,90	0,01	0,11	0,15	0,07	0,30	0,05				0,12	
	11	23,0	38,5	0,45	0,00	0,04	0,03	0,01	0,22	0,00				0,07	
C	12	18,5	53,5	1,10	0,10	0,10	0,07	0,20	0,31	0,01				0,12	
	13a	4,5	30,5	0,62	0,03	0,08	0,20	0,00	0,07	0,12				0,02	
	13b	9,0	40,0	0,79	0,01	0,10	0,16	0,02	0,26	0,06				0,09	
	14a	30,0	78,0	1,40	0,01	0,13	0,01	0,35	0,26		0,11	0,11	0,16	0,20	
	14b	7,0	19,0	0,66	0,35	0,04	0,12		0,01	0,08					
	15	16,0	53,5	1,20	0,17	0,11	0,09	0,20	0,32	0,00				0,13	
	16	11,0	48,5	1,40	0,39	0,12	0,14	0,12	0,31	0,03				0,12	
	17a	33,0	41,5	0,32	0,00	0,02	0,00	0,02	0,16					0,07	
17b	19,0	57,5	1,30	0,09	0,11	0,06	0,26	0,32					0,13		
18a	11,5	26,0	0,65	0,36	0,06	0,12		0,02	0,03				0,01		
i8b	5,5	48,5	1,60	0,45	0,13	0,20	0,12	0,31	0,11				0,12		



**Příloha 6: E a H<sub>T</sub> z CT při SPECT/CT nádorů (<sup>123</sup>I-MIBG)**

Skupina	Pacient	Rozsah sken. oblasti (cm)		Efektivní dávka (mSv)	Ekvivalentní dávky (mSv)												
		start	konec		gonady	čer. kostní dren	střevo	plice	zaldetek	móč. mechytř	mléčná žláza	játra	jícen	štítná žláza	ledviny		
A	1	27,5	43,5	0,54		0,04	0,04	0,04	0,27			0,10				0,06	
	2	27,5	45,0	0,59	0,02	0,04	0,01	0,06	0,27			0,11				0,06	
	3	27,5	46,5	0,64	0,02	0,05		0,08	0,28			0,11				0,06	
	4	25,5	49,5	0,77	0,02	0,06	0,01	0,13	0,30			0,12				0,07	
B	5	4,5	45,0	1,10	0,04	0,12	0,21	0,06	0,30	0,12		0,12				0,07	
	6a	40,0	76,0	1,10		0,10		0,33	0,07			0,04	0,16	0,19			
	6b	13,5	57,5	1,30		0,14	0,11	0,26	0,32	0,02		0,13				0,07	
	7	13,5	57,5	1,30		0,14	0,11	0,26	0,32	0,02		0,13				0,07	
	8	20,5	57,5	1,20		0,10	0,05	0,26	0,31			0,13				0,07	
	9	27,5	58,5	1,10	0,02	0,09	0,01	0,27	0,29			0,10	0,12			0,06	
	10	20,5	58,5	1,20		0,11	0,05	0,27	0,32			0,10	0,13			0,07	
	11	10,5	53,5	1,20	0,01	0,13	0,14	0,20	0,32	0,04			0,13			0,07	
	12	6,5	53,5	1,70	0,44	0,14	0,19	0,20	0,32	0,09			0,13			0,07	
	13	12,5	52,0	1,40	0,36	0,12	0,12	0,17	0,32	0,02			0,12			0,07	
	14	36,0	69,5	1,10		0,10		0,34	0,14			0,11	0,08			0,03	

## Příloha 7: E a H<sub>T</sub> z radiofarmak

	Vyšetření	Scintigrafie skeletu	Scintigrafie prstít. tělísk	Perfuzní scint. myokardu	Scintigrafie nádorů	Scintigrafie nádorů
<b>H<sub>T</sub> (mSv/MBq)</b>	<b>Radiofarmakum</b>	<sup>99m</sup> Tc-MDP	<sup>99m</sup> Tc-MIBI	<sup>99m</sup> Tc-tetrofosm (Myoview)	<sup>111</sup> In-pentetreotid (OctreoScan)	<sup>123</sup> I-MIBG
	Vaječníky	0,0036				0,008
	Variata	0,0024				
	Čer. kost. dřev	0,0092				
	Tlusté střevo		0,0053	0,0201	0,086	
	Plic					0,016
	Močový měchýř	0,0480	0,0384	0,0156	0,480	0,070
	Játra		0,0074		0,067	0,071
	Povrchy kostí	0,0630				
	Nadledviny				0,067	0,011
	Tenké střevo		0,0049	0,0121		
	Ledviny	0,0073		0,0104	0,660	0,014
	Slinivka břišní			0,0080	0,068	0,017
	Slezina				0,380	0,020
	Děloha	0,0003			0,068	
	Žlučník		0,0303	0,0332		
	<b>Apilk. aktivita (MBq)</b>	700	700	1100	200	200
<b>E (mSv/MBq)</b>	0,0057	0,009	0,009	0,054	0,013	
<b>E (mSv)</b>	<b>3,99</b>	<b>6,3</b>	<b>9,9</b>	<b>10,8</b>	<b>2</b>	