

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2015

Jana Jirásková

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Perfuzní scintigrafie myokardu

Jana Jirásková

Bakalářská práce

2015

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2012/2013

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Jana Jirásková**  
Osobní číslo: **Z12335**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **Perfúzní scintigrafie myokardu**  
Zadávací katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

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

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. NAŇKA, O., ELIŠKOVÁ, M. Přehled anatomie. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2007. ISBN 978-80-246-1216-4
2. LANG, O., KAMÍNEK, M., TROJANOVÁ, H. Nukleární kardiologie. 1. vyd. Praha: Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-481-2
3. HOLIBKOVÁ, A., LAICHMAN, S. Přehled anatomie člověka. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006. ISBN 80-244-1480-5
4. KUPKA, K., KUBINY, J., ŠÁMAL, M. Nukleární medicína. 1. vyd. Praha: P3K, 2007. ISBN 978-80-903584-9-2
5. HUŠÁK, V. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0

Vedoucí bakalářské práce:

**Ing. Jiří Kulíř**


Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012

Termín odevzdání bakalářské práce: 7. května 2015

  
prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.  
děkan

L.S.

  
Ing. Jana Holá, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 27. března 2015

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 7. 5. 2015

Jana Jirásková

## **Poděkování**

Tímto bych chtěla poděkovat Ing. Jiřímu Kulířovi, který vedl moji bakalářskou práci, za jeho cenné rady a čas při konzultacích.

Též bych ráda poděkovala Doc. MUDr. Jiřímu Doležalovi, Ph.D., za jeho vždy zajímavé a velmi přínosné přednášky z oboru nukleární medicíny.

Velké poděkování patří také mým rodičům, kteří mi umožnili studium na Univerzitě Pardubice a za jejich všestrannou podporu v jeho průběhu.

## **ANOTACE**

Bakalářská práce na téma „Perfuzní scintigrafie myokardu“ se věnuje tomuto scintigrafickému vyšetření, které patří mezi nejpoužívanější metody nukleární kardiologie. Práce se skládá z teoretické a praktické části. Teoretická část se zabývá základními fyzikálními pojmy nukleární medicíny, radiační ochranou, teorií nukleární kardiologie a anatomíí srdce. Praktická část je formou manuálu pro pacienty podstupující toto vyšetření.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Ionizující záření, nukleární medicína, scintigrafie, radiofarmaka.

## **TITLE**

Myocardial perfusion scintigraphy

## **ANOTATION**

The bachelor thesis named “Myocardial perfusion scintigraphy” is focused on this scintigraphic examination which belongs to the most common methods of nuclear cardiology. This piece of work consists of a theoretical and a practical part. The theoretical part concerns basic physical concepts of nuclear medicine, radiation protection, nuclear cardiology theory and anatomy of the heart. The practical part is written in a form of manual for those patients who have to undergo this medical examination.

## **KEYWORDS**

Ionizing radiation, nuclear medicine, scintigraphy, radiopharmaceuticals.

# Obsah

0	Úvod.....	10
I.	Teoretická část .....	12
1	Část obecná .....	12
1.1	Základní fyzikální pojmy .....	12
1.2	Interakce záření s hmotou .....	13
1.3	Biologické účinky ionizujícího záření .....	15
1.3.1	Deterministické účinky .....	16
1.3.2	Stochastické účinky .....	16
1.4	Detekce ionizujícího záření.....	17
1.4.1	Ionizační komora .....	17
1.4.2	Scintilační detektor .....	18
1.4.3	Přístroje pro měření in vitro .....	18
1.4.4	Přístroje pro měření in vivo .....	18
1.4.5	Kolimátory .....	19
1.4.6	Přístroje pro emisní tomografii .....	20
2	Radiační ochrana.....	22
2.1	Veličiny a jednotky v radiační ochraně.....	28
2.2	Principy a způsoby radiační ochrany .....	29
3	Anatomie srdce .....	32
4	Nukleární medicína.....	36
4.1	Historie.....	36
4.2	Scintigrafie .....	37
5	Nukleární kardiologie .....	38
5.1	Ischemická choroba srdeční .....	38
5.2	Perfuzní scintigrafie myokardu .....	38
5.2.1	Indikace.....	39



5.2.2	Radiofarmaka pro perfuzní scintigrafii myokardu.....	39
5.2.3	Vyšetřovací protokoly.....	40
5.2.4	Způsob provedení zátěže .....	41
5.2.5	Scintigrafický záznam.....	42
5.2.6	Interpretace scintigrafického záznamu .....	43
II.	Praktická část .....	48
6	Diskuze .....	49
7	Závěr .....	50
8	Použitá literatura .....	51
9	Přílohy.....	52

## Seznam obrázků a tabulek

Obr. 1 : Biologické účinky .....	17
Obr. 2 : Schéma scintilační gamakamery .....	19
Obr. 3 : Typy kolimátorů .....	20
Obr. 4 : Osobní filmový dozimetr.....	26
Obr. 5 : Pokles dávky se čtvercem vzdálenosti .....	31
Obr. 6 : Malý a velký krevní oběh .....	32
Obr. 7 : Model pro sumační skóre .....	46
Obr. 8 : Reverzibilní defekt .....	47

## 0 Úvod

Tématem bakalářské práce je perfuzní scintigrafie myokardu, která je vyšetřením v nukleární medicíně. Tato metoda má zásadní význam pro diagnostiku ischemické poruchy srdeční, která patří spolu s dalšími kardiovaskulárními onemocněními mezi hlavní příčiny úmrtí ve většině vyspělých zemí. Nejen proto zastává v dnešní medicíně své významné místo.

Teoretická část je věnovaná základním fyzikálním pojmům, druhům záření a jejich biologickým účinkům, radiační ochraně, detekci záření a anatomii srdce. Hlavní částí práce je kapitola nukleární kardiologie, kde se snažím popsat princip a průběh perfuzní scintigrafie myokardu, požívaná radiofarmaka, scintigrafický záznam a jeho interpretaci.

V praktické části je přiložen manuál pro pacienty podstupující perfuzní scintigrafii myokardu.

## **Cíle**

Cílem bakalářské práce je seznámit čtenáře s oborem nukleární medicíny, využívaných metod a s principem na kterém fungují. Snažila jsem se vytvořit přehledný materiál shrnující dále i o nukleární kardiologii a perfuzní scintigrafii myokardu, který by mohl sloužit odborné i laické veřejnosti k získání nových poznatků.

V praktické části se soustředuji na informovanost samotných pacientů podstupujících vyšetření. Pro srozumitelné předání informací jsem vytvořila edukační leták, který, jak pevně věřím, by mohl být využíván v praxi a být tak přínosem jak pacientům, tak i zdravotnickému personálu usnadněním práce s informovaným pacientem.

# I. Teoretická část

## 1 Část obecná

### 1.1 Základní fyzikální pojmy

**Atom** je nejmenší částicí hmoty skládající se z jádra a obalu. Jádro obsahuje kladně nabitě protony a neutrony bez náboje. Tyto částice souhrnně nazýváme nukleony. V atomovém obalu se pohybují elektrony, které nesou záporný náboj a vyskytují se v různých orbitalech podle jejich energetické konfigurace. Jejich antičásticí jsou pozitrony. Protony a neutrony jsou přibližně stejně hmotné částice, ale asi 20 000krát těžší částice než elektrony.

Množiny atomů, ve které se atomy neliší počtem protonů a neutronů nazýváme **nuklidy**. Nuklidy, které mají stejný počet protonů, ale různý počet neutronů nazýváme **izotopy**. Izotopy jsou tedy, co do počtu neutronů, různé množiny jednoho prvku se stejnými chemickými vlastnostmi. **Radionuklid** je označení takového izotopu, který je energeticky nestabilní. **Radioaktivita** neboli radioaktivní rozpad je samovolná přeměna nestabilních jader nuklidu na jádra jiných nuklidů za současného vzniku ionizujícího záření. Původní nestabilní jádro nazýváme jádrem mateřským a jádro, které vzniká, dceřiným. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

Rozeznáváme několik typů přeměn.

#### **Přeměna $\alpha$**

Při přeměně alfa je emitována z mateřského jádra částice alfa, která je tvořena dvěma protony a dvěma neutrony. Jedná se tedy o jádro helia. Vzniklé dceřiné jádro má protonové číslo o 2 menší. Energie částic alfa se pohybují od 4 do 8 MeV. Kvůli náboji a poměrně velké hmotnosti má částice velmi malý dosah ve tkáni – okolo 0.03mm. Tudíž je tento druh záření vhodný pro terapii. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

#### **Přeměna $\beta^-$**

Při přeměně  $\beta^-$  je z mateřského jádra emitován záporně nabitý elektron. K této přeměně dochází u jader, které jsou nestabilní kvůli přebytku neutronů. Jeden z neutronů se tedy přemění na proton, elektron a antineutrino. Nově vzniklý proton zůstává v jádře.

Elektron a antineutrino jsou emitovány z jádra. Dceřiné jádro má protonové číslo o jedna větší. Střední dosah ve tkáni se pohybuje okolo 1-4 mm. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

### **Přeměna $\beta^+$**

Při této přeměně dochází k emisi kladně nabitých pozitronů. Pozitron je antičásticí elektronu. Má stejnou hmotnost jako elektron, spin a oproti elektronu má kladný elektrický náboj. Značíme ho  $e^+$ . K rozpadu  $\beta^+$  dochází u jader, které jsou nestabilní kvůli přebytku protonů. Proton se přemění na neutron zůstávající v jádře a emitovaný kladně nabitý pozitron a též emitované neutrino. Dceřiné jádro má protonové číslo o jedna menší, nově vzniklý prvek se posouvá v soustavě prvků doleva. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

### **Elektronový záchyt**

Elektronový záchyt je děj, při kterém je elektron z vnitřní slupky, nejčastěji slupky K, zachycen jádrem. Poté se proton z jádra spojí s tímto elektronem a vznikne neutron. Protonové číslo prvku se o jedna zmenší, neboť proton se účastnil této interakce a sám zanikl. Takto nově vzniklé jádro je tudíž jádrem již jiného prvku. Tento proces záchytu je doprovázen zářením X. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

### **Záření gama**

Gama záření často vzniká při alfa a beta přeměnách nestabilních jader. Dceřiná jádra totiž mohou být v excitovaném stavu a mají tudíž tendenci přejít do nižšího energetického stavu právě vyzářením fotonu gama. Při této přeměně zůstává počet nukleonů (částic v jádře) neměnný, jelikož záření gama je záření fotonů. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

## **1.2 Interakce záření s hmotou**

Ionizující záření dělíme do dvou skupin – **přímo a nepřímo ionizující**. Přímo ionizující záření je takové, které nese s sebou elektrický náboj. Takový zářením je například proud elektronů, neutrony, alfa částice a další. Přímo ionizující záření je charakteristické tím, že při interakci s hmotou vyráží přímo elektrony z obalů atomů prostředí a dochází tedy k přímé ionizaci.

Nepřímě ionizující záření bez náboje je záření rentgenové, gama záření a proud neutronů. Částice nepřímě ionizujícího záření nejdříve předají jiným nabitým částicím a prostřednictvím nich teprve způsobují ionizaci nebo excitaci prostředí.

**Lineární přenos energie** (LET- linear energy transfer) je veličina vyjadřující energii záření absorbovanou na jednotku dráhy částice. Vysokou hodnotu LET mají například částice alfa a neutrony, a to díky své velikosti a hmotnosti (mluvíme o hustě ionizujícím záření). Naopak nízkou hodnotu LET mají elektrony, gama záření a rtg záření (též řídké ionizující záření). (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

### **Interakce záření $\beta^-$**

Průlet elektronu hmotou způsobuje excitaci nebo ionizaci atomu, elektron je při tomto ději vychýlen ze své původní dráhy. Při průchodu elektronu hmotou může vznikat takzvané brzdné záření, jež je elektromagnetickým zářením. Počet vzniklých fotonů je závislý na energii elektronů a na protonovém čísle atomů prostředí. Brzdné záření se uplatňuje spíše u vyšších energiích elektronů a má spojité spektrum. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

### **Interakce záření $\beta^+$**

Dosah pozitronu ve tkáni je maximálně 2 mm. Při srážce s elektronem se spolu spojí, vytvoří elektron-pozitronový pár. Tento proces, setkání částice se svou antičásticí, nazýváme anihilací. Při anihilaci zanikají obě původní částice, přičemž se jejich hmotnost přemění v energii. Při anihilaci elektronu a pozitronu vznikají dvě kvanta anihilačního záření, tj. dva fotony záření gama o energii 0,511 MeV, které se pohybují vždy po jedné přímce proti sobě – pod úhlem 180°. Tohoto fyzikálního jevu využíváme v lékařské zobrazovací metodě PET (pozitronové emisní tomografii), kde díky koincidenčním detektorům můžeme zjistit místo anihilace. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

### **Interakce záření $\gamma$**

Záření gama prochází látkou a při tom postupně ztrácí svou energii. Reaguje převážně fotoefektem, Comptonovým rozptylem a tvorbou elektron-pozitronového páru. Obecně lze říci, že u nižší energie záření převažuje interakce fotoefektem, u vyšších energiích Comptonovým rozptylem a u energiích vyšších než 1 MeV se uplatňuje tvorba párů. V nukleární medicíně se však používají radiofarmaka o energii do cca 500keV, takže se tato interakce neuplatňuje.

Při fotoefektu předává foton gama nebo rentgenového záření celou svou energii prostředí. Při Comptonově rozptylu předává primární foton pouze část své energie elektronu z prostředí a zbylou energii nese nově vzniklý sekundární foton. Tento sekundární foton ztrácí následně energii opět buď fotoefektem, nebo Comptonovým rozptylem. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

### 1.3 Biologické účinky ionizujícího záření

V závislosti na energii fotonů gama nebo rentgenového záření rozeznáváme tři druhy interakce ve tkáni. V prvním případě projdou částice záření tkání beze změny, nedojde k rozptylu ani absorpci. V případě druhém dojde k úplné absorpci záření, je zastaveno předáním veškeré své energie elektronům atomového obalu. Poslední možností interakce je, že dojde k částečné absorpci - ke Comptonovu rozptylu.

Absorpce energie ionizujícího záření se projeví jako ionizace nebo excitace atomů a molekul. O přímém účinku záření mluvíme, pokud tyto procesy proběhnou přímo v molekule DNA. Při fyzikálně chemickém stadiu dochází především k disociaci molekul. V chemickém stadiu vznikají při radiolýze vody radikály  $H^{\cdot}$  a  $OH^{\cdot}$ , jejichž interakce s biologicky důležitými molekulami vedou k poškozením molekul DNA. Tyto účinky nazýváme nepřímými.

Míra poškození molekuly DNA se odvíjí od hodnoty lineárního přenosu energie částice (LET), která molekulou prochází.

Průchodem jediné částice hustě ionizujícího záření jádrem buňky může vzniknout základní porucha DNA tzv. **úplný zlom dvojvlákna DNA**. Pokud dojde k průchodu řídce ionizujícího záření molekulou, může vzniknout tzv. **jednoduchý zlom dvojvlákna DNA**. Závažné poškození molekuly DNA může narušit buněčné dělení a tím způsobit reprodukční smrt buňky. Dále může docházet k poruchám genetické informace buňky. Tyto změny genetické informace nazýváme mutacemi. Mutace rozlišujeme na mutace genetické a mutace somatické. Genetické se týkají zárodečných žláz, jež jsou odpovědné za genetické účinky. O somatických mutacích mluvíme ve vztahu k maligním transformacím, které se uplatňují v procesu kancerogeneze. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)



Všechny tkáně nevykazují stejnou **radiosenzitivitu** (vnímavost ke vzniku poškození ionizujícím zářením). Některé tkáně jsou ke vzniku poškození ionizujícím zářením citlivé více, jiné méně. Vysokou radiosenzitivitu vykazují tkáně s velkým počtem rychle se dělících buněk, které jsou jen málo diferencované. Vysoce radiosenzitivní tkáň je například kostní dřev, nebo střevní epitel či samčí gonády. Naproti tomu radiorezistentní jsou nervové buňky nebo buňky myokardu. Jsou to totiž tkáně s málo se dělícími, ale diferencovanými buňkami. Pokud dojde k ozáření tkáně v průběhu diferenciaci a růstu jejich buněk, dochází k malformacím, spojeným s vysokou letalitou. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

### 1.3.1 Deterministické účinky

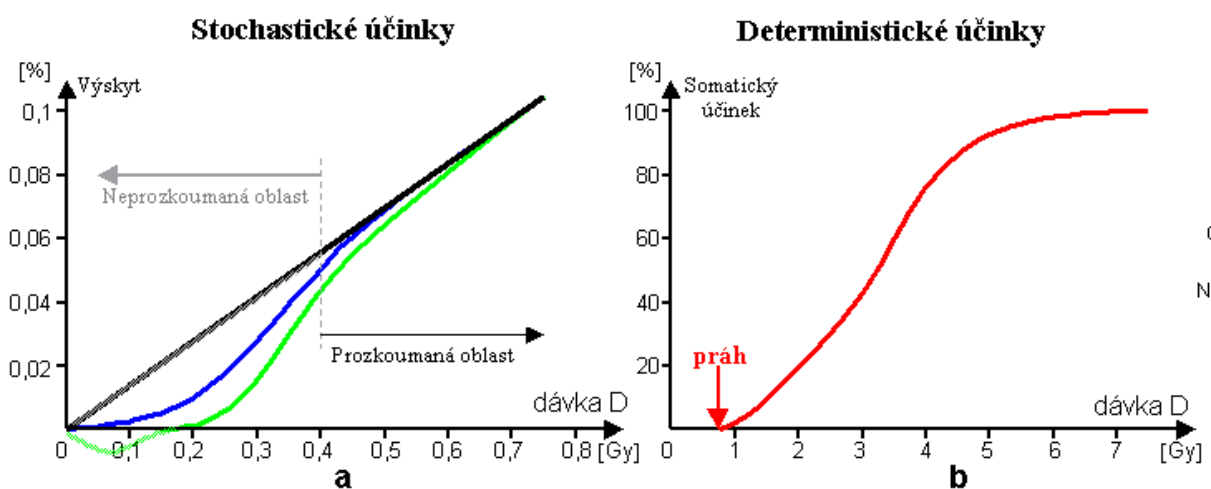
Z hlediska radiační ochrany dělíme biologické účinky záření na účinky deterministické a stochastické. Mezi deterministické účinky patří například akutní nemoc z ozáření, radiační dermatitis, katarakta, akutní lokalizované poškození, potlačení krvetvorby a další. Charakteristickou vlastností deterministických účinků je jejich dávkový práh vzniku. Každá tkáň má jiný dávkový práh. Dále můžeme pozorovat zvyšující se závažnost poškození s rostoucí dávkou, viz obr.1. S výjimkou katarakty můžeme jejich účinky očekávat krátce po ozáření, v řádech dní až týdnů.

Typickým deterministickým účinkem záření je **akutní nemoc z ozáření**. Příčinou vzniku této nemoci je jednorázové ozáření celého těla vyšší dávkou ionizujícího záření. **Radiační dermatitis** nastává v případě, že zdroj záření byl velmi blízko nebo v přímém kontaktu s povrchem těla. Dávka v kůži je pak výrazně vyšší než v jakékoli jiné části těla. **Katarakta**, neboli zákal oční čočky, se vyskytuje po jednorázovém ozáření vyšším než 1,5- 2 Gy. Při kataraktě dochází k chemickým změnám bílkovin, které tvoří oční čočku. Čočka se pak jeví „kálná“, bělavá nebo zešedlá. Léčba tohoto onemocnění probíhá operativně, kdy se pacientovi nahradí zakalená čočka umělou čočkou. Operace se provádí v tzv. topické anestezii, což znamená aplikaci anestetických kapek na rohovku a spojivku postiženého oka. Pacient je tedy při plném vědomí. K rozmělnění jádra pacientovy zakalené čočky se používá ultrazvuk. Vzniklé zbytky čočky se poté odsají řízeným podtlakem.(Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

### 1.3.2 Stochastické účinky

Stochastické účinky můžeme jinak nazvat též pravděpodobnostními. Poškození DNA může způsobit již jediná ionizace, ale již při nízkých dávkách rentgenového záření probíhají

ionizací miliony. Při každém zvýšení dávky zvyšujeme též pravděpodobnost výskytu stochastických účinků, viz obr. 1. Pro stochastické účinky je charakteristické, že při zvyšování dávky se zvyšuje pravděpodobnost jejich vzniku, nikoli však jejich závažnosti. Dalším nepříjemným faktem je, že v jednotlivých případech nejsme schopni rozlišit, zda je konkrétní nádor či genetické poškození následkem vystavení ozáření, či nikoli. Stochastické účinky mají velkou dobu latence. Mezi stochastické účinky patří leukémie, pro kterou je průměrná doba latence kolem osmi let. Dále se mohou vyskytovat solidní nádory s latencí kolem 15- 25 let. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)



Obr. 1: Biologické účinky (dostupné z <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniUcinky.gif>)

## 1.4 Detekce ionizujícího záření

V nukleární medicíně používáme k detekci ionizujícího záření nejčastěji scintilační detektory, ionizační komory, Geiger-Müllerův počítač a proporcionální detektory.

### 1.4.1 Ionizační komora

Ionizační komora funguje na principu ionizace plynu. V ionizační komoře je katoda a anoda, na které přivádíme stejnosměrné napětí, umístěné v plynové náplni. Vlivem působení ionizujícího záření vznikají v plynu kladné a záporně nabitě ionty, díky kterým se stává plyn vodivým a propojí tak katodu s anodou. V ionizační komoře měříme elektrický proud, vzniklý ionizací plynu. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

### 1.4.2 Scintilační detektor

Scintilační detektory se vyznačují vysokou detekční schopností pro fotonové záření a jsou tak základem většiny detekčních zařízení nukleární medicíny. Skládá se ze scintilačního krystalu, fotonásobiče a elektronické vyhodnocovací aparatury. Detekční látkou scintilačního detektoru je obvykle iodid sodný aktivovaný thaliem NaI (TI). Ve scintilačním krystalu dochází k interakci fotonů gama fotoefektem a Comptonovým rozptylem za uvolnění elektronů, způsobujících excitaci atomů krystalu. Tento děj je doprovázen vznikem scintilací viditelného světla. Tyto záblesky jsou přes světlovodič vedeny na fotokatodu fotonásobiče. Zde vzniká fotoelektron dopadající na první dynodu a způsobuje emisi několika sekundárních elektronů. Výsledkem je, že na anodu fotonásobiče dopadá cca  $10^6$  elektronů. Tyto elektron na výstupu fotonásobiče tvoří dobře měřitelný proudový nebo napěťový impuls. Elektrické impulzy jsou dále zpracovány v elektronické části zařízení. Nejprve se v zesilovači zesílí jejich amplituda, poté jsou tříděny podle výšky v amplitudovém analyzátoru. Využíváme ty impulzy, které odpovídají námi voleným oknem, tvořeným dolní a horní diskriminační hladinou, určenou napětím. Při všech vyšetřeních se okno analyzátoru scintilačního spektra nastavuje podle význačného fotopíku použitého radiofarmaka. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

### 1.4.3 Přístroje pro měření in vitro

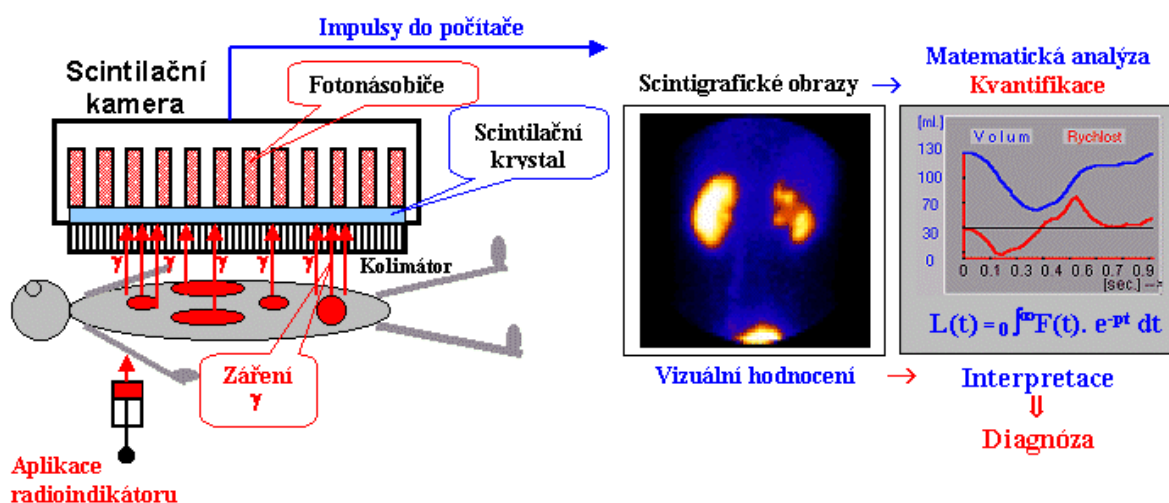
K detekci fotonového záření ve vzorcích tělních tekutin se používá studnový scintilační krystal, obklopen olověným stíněním, který je napojen na vyhodnocovací aparaturu. Pro měření záření beta používáme kapalně scintilátory. Vzorek je přimíchán přímo do kapalného scintilátoru. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

### 1.4.4 Přístroje pro měření in vivo

**Pro nescintigrafická vyšetření** používáme scintilační detektor válcového typu. Přístroje jsou vybaveny kolimátorem, který zamezuje detekci fotonového záření, vznikajícího mimo zorné pole kolimátoru. Přístroj se dvěma detektory je možno použít například pro funkční vyšetření ledvin. Od této metody se avšak upouští, neboť vyšší diagnostickou výtežnost má pro nás vyšetření na scintilační gamakameře. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

**Pro scintigrafické vyšetření** používáme **scintilační kameru**, která nám podává informace o distribuci radiofarmaka v těle pacienta. Detektor scintilační kamery je složen z kolimátoru, scintilačního krystalu, světlovodiče a fotonásobičů, viz Obr. 2. Scintilační krystal je iodid sodný aktivovaný thaliem o rozměrech obvykle 40 – 50 cm a tloušťce kolem

10 mm. Nad tímto krystalem je uloženo 60-90 fotonásobičů, spojených s krystalem světlovodičem. Ve chvíli, kdy foton gama záření způsobí v krystalu scintilaci, šíří se světelné fotony všemi směry. Nejvíce fotonů dopadá na fotonásobič, který je umístěn nejbližší místu záblesku. Na takovém fotonásobiči vznikne na jeho výstupu impuls s vyšší amplitudou než ze vzdálenějších fotonásobičů. Výstupní impulzy jsou vyhodnocovány v počítači pomocí souřadnic X a Y, které nesou informaci o místě vzniku scintilace. Elektronické aparatury gamakamery jsou vybaveny analog-digitálním převodníkem. Digitální obraz je uložen v počítači v maticích rozdělených na jednotlivé čtverce, tzv. pixely. Používáme nejčastěji matice dvě, a to matici 64x64 pixelů (4096 čtverců), nebo 128x128 pixelů (16 384 čtverců). (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)



Obr. 2 : Schéma scintilační gamakamery (Ullmann, dostupné z <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie4.gif>)

### 1.4.5 Kolimátory

Kolimátory používáme u scintilačních kamer pro planární a tomografickou scintigrafii. Jsou různých typů, nejčastěji zhotoven z olova. Kolimátory se liší podle počtu otvorů a konfigurace, citlivosti a rozlišovací schopnosti a podle použitého radiofarmaka. Kolimátory jsou umístěny těsně nad pacientem. Používáme je za účelem vymezení směru paprsků fotonů.

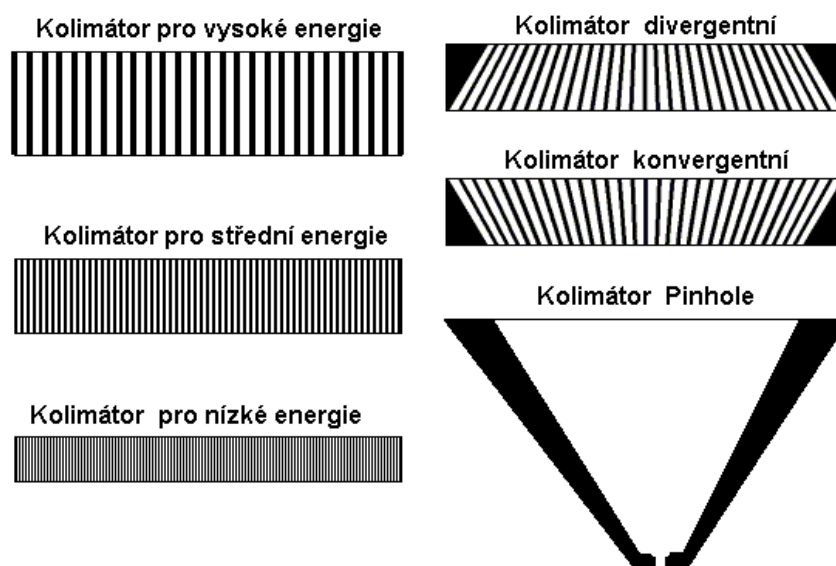
Nejčastěji používaným kolimátorem je **mnohooťvorový kolimátor s paralelními septy**. Výsledný obraz objektu má stejnou velikost jako snímaná oblast, obraz není zmenšen či zvětšen. Velikost obrazu nezávisí na vzdálenosti kolimátoru od pacienta.

Dále se používá kolimátor typu **pinhole**. Tento kolimátor je specifický tím, že je tvořen jediným otvorem o průměru tři až pět mm. Vzniklý obraz je zvětšený a převrácený.

Zvětšení obrazu klesá s rostoucí vzdáleností kolimátoru od snímaného objektu. Jeho nevýhodou je poměrně malá citlivost, ale je nezastupitelný při zobrazování malých orgánů, jako je štítná žláza, ledviny a kyčelní klouby u dětí.

Kolimátor typu **fan beam** je speciální detektor se sbíhajícími se konvergentními septy. Tento kolimátor se používá především pro zobrazování mozku. Jeho obraz je mírně zvětšený.

Kolimátory dělíme též podle energie detekovaného zářiče do tří skupin. Tedy kolimátory pro nízké energie do 160keV ( $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{123}\text{I}$ ), pro střední energie do 300 keV ( $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{111}\text{Ga}$ ) a kolimátory pro vysoké energie >400 keV ( $^{131}\text{I}$ ,  $^{18}\text{F}$ ). Kolimátory se podle energií liší konstrukčně v šíři sept. Čím vyšší energie, tím širší septa otvorů, tím pádem nižší rozlišovací schopnost. Pro vysoké energie bývá šířka sept kolem dvou až tří milimetrů, pro nízké energie jsou až desetkrát slabší. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)



Obr. 3 :Typy kolimátorů (Ullmann, dostupné z <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>)

#### 1.4.6 Přístroje pro emisní tomografii

Tomografie obecně znamená zobrazení tenké vrstvy trojrozměrného obrazu ve zvolené rovině. Tomografii provádíme za účelem získání rovinného výřezu. V nukleární medicíně označujeme tomografické vyšetření emisním, neboť zdroj záření je uvnitř organismu, na rozdíl od transmisní rentgenové tomografie (CT).

Emisní tomografii můžeme provádět dvěma metodami, buď jako **jednofotonovou emisní výpočetní tomografii** (single photon emission computed tomography, **SPECT**), nebo jako **pozitronovou emisní tomografii** (positron emission tomography, **PET**). Metody se liší používanými radionuklidy, přístrojovou technikou, klinickými aplikacemi a zpracováním výsledků. SPECT je variantou běžné planární scintigrafie, na rozdíl od PETu, jež je svébytnou vyšetřovací metodou. PET v současnosti považujeme za nejdokonalejší metodu zobrazující funkční děje s vysokým diagnostickým potenciálem. Jednou z hlavních nevýhod této metody je její vysoká cena.

Přístroj pro SPECT může být jednohlavá nebo dvouhlavá scintilační gamakamera, která během vyšetření rotuje kolem dlouhé osy pacientova těla. V PET je mnoho malých detektorů uspořádaných do jednoho nebo více prstenců podobně jako u CT.

Zdokonalením SPECT je **hybridní systém SPECT/CT**, kdy je přímo v jednom přístroji ke gamakameře integrován vícedetektorový počítačový pomograf – CT. Spojením, neboli fúzí těchto dvou metod, dosahujeme celistvějších informací - o distribuci radiofarmaka a zároveň o anatomii vyšetřované oblasti. Spojení těchto dvou metod přímo v jedno vyšetření skýtá nejen větší komfort, ale zároveň odstraní možné nepřesnosti, spojené s překládáním pacienta na jiný vyšetřovací stůl. CT přístroj může pracovat ve dvou režimech: v nízkodávkovém režimu, který slouží pouze k orientačnímu zobrazení, nebo v diagnosticky plnohodnotném režimu. Plnohodnotný režim CT se však v praxi neuvádá ve velké míře kvůli radiační zátěži pacienta. Nízkodávkový režim je dostačující pro konkrétnější orientaci o místě akumulace radiofarmaka. SPECT/CT se indikuje dle rozhodnutí lékaře.

PET je metoda využívající anihilačního záření o energii 511 keV, emitujícího pozitronovými zářiči. Pozitronový tomograf se skládá z desítek tisíc velmi malých detektorů. Tyto detektory jsou statické a uspořádány do prstenců obklopujících pacienta.

Stejně jako SPECT/CT je zdokonalením přístrojů pro PET **hybridní systém PET/CT**. Toto spojení je velmi přínosné, rozlišení PET se pohybuje mezi pěti a šesti milimetry, rozlišení CT je jeden až dva milimetry, lokalizace a interpretace tkání je tedy velmi přesná. Avšak u vyšetření PET/CT vzrůstá nezanedbatelně efektivní dávka, kterou pacient obdrží. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007, Mysliveček, Kamínek, Koranda a Hušák, 2007)

## 2 Radiační ochrana

Roku 1928 se konal ve Stockholmu mezinárodní radiologický kongres, na kterém byl ustanoven nezávislý odborný orgán pod původním názvem Mezinárodní výbor pro ochranu před X-zářením a radiem (International X-ray and Radium Committee). Tento název byl později roku 1950 změněn na Mezinárodní komisi radiologické ochrany (International Commission on Radiological Protection, zkratka ICRP). Koncepce radiační ochrany, jak je dnes vnímána ve světě a v Evropě se opírá především o doporučení ICRP, dále o standardy vydané Mezinárodní atomovou agenturou (IAEA) ve Vídni a legislativou Evropské unie (Directive No.96/29/Euratom). (Hušák a kolektiv, 2009)

Též v České republice byly na základě uvedených dokumentů vytvořeny zákonné normy upravující legislativu ochrany před ionizujícím zářením. Mezi dvě nejdůležitější položky patří:

- **Zákon č. 18/1997 Sb.** – Atomový zákon, definuje radiační ochranu jako systém technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzických osob a k ochraně životního prostředí.

- Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. **307/2002 Sb.** V naší zemi je hlavní institucí odpovídající za jadernou bezpečnost, radiační ochranu a havarijní připravenost **Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB)** sídlem v Praze. Tento úřad je ústředním orgánem státní správy a jako takový má regionální centra v Hradci Králové, Plzni, Ostravě, Ústí nad Labem, Brně, Českých Budějovicích, Kamenné a v Praze. K činnostem souvisejícím s využíváním jaderné energie nebo zdrojů ionizujícího záření je třeba povolení, vydávané SÚJB. Veškeré subjekty, které jsou držiteli povolení, jsou tedy pod tímto úřadem registrováni.

Odpovědnost nad prosazením požadavků radiační ochrany je u držitele povolení zajištěno delegováním odpovědnosti na osobu s nejvyšší pravomocí (fyzická osoba, u právnické osoby zpravidla ředitel).

Držitel povolení je povinen ustanovit tzv. soustavný dohled nad radiační ochranou, který zajišťují vybrané kvalifikované osoby. V rámci soustavného dohledu jsou ustanoveny osoby s přímou odpovědností a dohlížející osoby. (Hušák a kolektiv, 2009)

## **Limity ozáření**

Limity jsou kvantitativní ukazatele celkového ozáření osob, jejichž překročení ve stanovených kategoriích není přípustné.

Rozlišujeme limity:

- Limity obecné

Obecnými limity myslíme limity pro obyvatelstvo. Efektivní dávka (dále jen  $E$ ) 1 mSv/rok, ekvivalentní dávka (dále jen  $H_T$ ) v oční čočce 15 mSv/rok, průměrná  $H_T$  na 1 cm<sup>2</sup> kůže 50 mSv/rok. Obecné limity nezahrnují na ozáření z lékařské indikace, ozáření z přírodních zdrojů apod.

- Limity pro pracovníky v prostředí s radiačním rizikem

$E$  50mSv/rok,  $H_T$  v oční čočce 150 mSv/rok, průměrná  $H_T$  na končetiny a kůži 500 mSv/rok.

Do profesní radiační zátěže se nezahrnuje ozáření přírodními zdroji.

- Limity pro studenty

$E < 6$  mSv/rok,  $H_T$  v oční čočce 50 mSv/rok, průměrná  $H_T$  na končetin a kůži 150 mSv/rok.

Tyto limity jsou stanoveny pro studenty, kteří v rámci výuky přicházejí do styku s ionizujícím zářením. (Hušák a kolektiv, 2009)

## **Klasifikace zdrojů ionizujícího záření**

Za zdroj ionizujícího záření považujeme takové zařízení, látku nebo přístroj, které může vysílat ionizující záření, nebo uvolňovat radioaktivní látky. Tyto zdroje dělíme do několika kategorií podle míry možného ohrožení zdraví a životního prostředí. Pro jasnou klasifikaci máme pět kategorií zdrojů: nevýznamné, drobné, jednoduché, významné a velmi významné.

**Nevýznamné** – například elektrické zařízení emitující ionizující záření, neobsahující komponenty pracující s rozdílem napětí  $>5$ kV.

**Drobné** – například generátory záření s malým příkonem dávkového ekvivalentu



**Jednoduché** – například zubní rentgen, kostní denzitometr, radionuklidové generátory  $^{99}\text{Mo}$  –  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , aj.

**Významné zdroje** – urychlovače částic, generátory záření, zařízení obsahující uzavřené radionuklidové zářiče (např. brachyterapie), dále otevřený radionuklidový zářič  $^{131}\text{I}$  pro terapii štítné žlázy.

**Velmi významné zdroje** – jaderné reaktory. (Hušák a kolektiv, 2009)

### **Kategorizace pracovišť**

Též pracoviště, kde se vykonávají radiační činnosti, dělíme podobně jako zdroje ionizujícího záření podle míry možného ohrožení zdraví a životního prostředí do několika kategorií. A to na pracoviště I. až IV. kategorie podle zdrojů ionizujícího záření na něm se vyskytujícím.

Pracoviště I. kategorie – kostní denzitometry, zubní rentgeny.

Pracoviště II. kategorie – radioterapeutické a radiodiagnostické rentgeny, pracoviště nukleární medicíny s otevřenými radionuklidovými zářiči (např. radionuklidové generátory  $^{99}\text{Mo}$  –  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ).

Pracoviště III. kategorie – urychlovače částic, pracoviště s uzavřenými radionuklidovými zářiči a  $^{131}\text{I}$  pro terapii štítné žlázy.

Pracoviště IV. kategorie – (nejsou zdravotnická) jaderná zařízení, úložiště radioaktivních odpadů, sklady vyhořelého jaderného paliva. (Hušák a kolektiv, 2009)

### **Kategorizace radiačních pracovníků**

Radiační pracovníci se pro účely monitorování dělí do kategorií A a B, podle ohrožení zdraví ionizujícím zářením. Tato kategorizace se odvíjí od očekávaného ozáření za běžného provozu a při předvídatelných odchylkách od provozu běžného. Výjimku tvoří ozáření důsledkem radiační nehody nebo havárie.

Pracovníci kategorie A jsou takoví pracovníci, kteří by mohli obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně, nebo ekvivalentní dávku vyšší než 0,3 limitu ozáření pro oční čočku nebo končetiny. Pracovníci kategorie B jsou ostatní radiační pracovníci nespádající do kategorie A. U pracovníků kategorie A musí být zajištěno osobní monitorování, lékařské

prohlídky (vstupní, periodické jednou ročně, výstupní a mimořádné) a pravidelné proškolení a ověřování znalostí předpisů o radiační ochraně jednou ročně. (Hušák a kolektiv, 2009)

### **Kontrolované a sledované pásmo**

Kontrolované pásmo vymezujeme všude tam, kde by hodnota efektivní dávky mohla být vyšší než 6 mSv za rok, nebo kde by ekvivalentní dávka pro oční čočku a pro kůži mohla být vyšší než tři desetiny limitu ozáření. Kontrolované pásmo musí splňovat několik podmínek. Musí být ucelenou, stavebně oddělenou částí pracoviště a musí být zajištěno tak, aby nemohlo dojít ke vstupu nepovolených osob do této části pracoviště. Na vchodu do kontrolovaného pásma musí být jasně viditelný znak radiačního nebezpečí spolu s upozorněním „Kontrolované pásmo se zdroji ionizujícího záření, vstup nepovoleným osobám zakázán“. Do kontrolovaného pásma mohou vstupovat pouze osoby poučené o chování v tomto pásmu, zároveň je zakázán vstup těhotným ženám a osobám mladším 18 let.

Sledované pásmo vymezujeme v prostorách, kde se očekává, že by efektivní dávka mohla být vyšší než 1mSv za rok, nebo ekvivalentní dávka by mohla být vyšší než desetina limitu pro oční čočku, kůži a končetiny. Sledované pásmo je na jeho vchodech či ohraničeních označeno nápisem „Sledované pásmo se zdroji ionizujícího záření“. (Hušák a kolektiv, 2009)

### **Monitorování**

Monitorování je proces měření všech veličin, týkajících se radiační ochany, zaznamenávání naměřených hodnot a vyhodnocení získaných dat. Účelem monitorování je zjistit, zda provoz pracoviště i zdrojů záření je bezpečný a zda jsou v daných podmínkách dodržovány stanovené limity. Každé radiační pracoviště musí mít vypracován program monitorování, který obsahuje zpravidla tři části: monitorování pracoviště, osobní monitorování a monitorování výpustí.

V procesu monitorování používáme tři referenční úrovně, definované postupy či opatřeními pro dané překročení limitů.

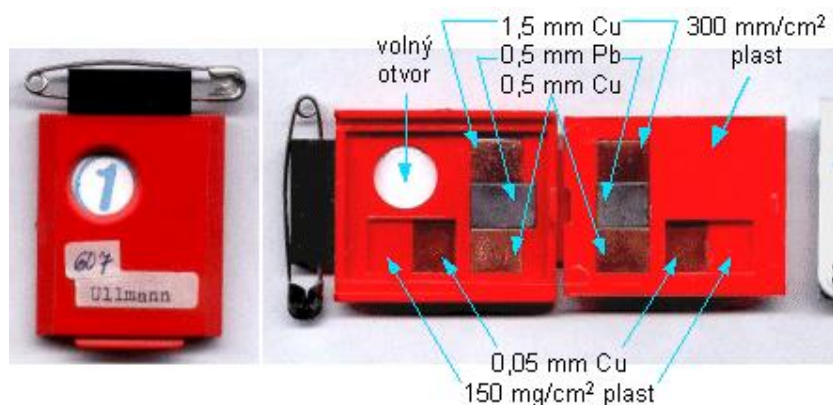
První referenční úrovní je **úroveň záznamová**, kdy je překročena desetina stanoveného limitu. Takovou událost musíme zaznamenat a evidovat.

Druhou úrovní je **vyšetřovací úroveň**. Její překročení vede k šetření o příčinách a důsledcích zjištěného výkyvu. Bývá stanovena na tři desetiny limitu, nebo jako pětinasobek obvykle vykazujících hodnot.

Poslední a nejzávažnější referenční úrovní je **zásahová úroveň**. Její překročení je podnětem k zahájení postupů vedoucích ke změně výkyvu zjištěných hodnot. (Hušák a kolektiv, 2009)

### Osobní monitorování

Osobní monitoring provádíme pomocí **osobních dozimetrů** (filmové nebo termoluminiscenční). Těmi musí být vybaven každý pracovník kategorie A, monitorování pracovníků kategorie B se nepožaduje. Sledovací období je stanoveno zpravidla na jeden měsíc, poté jsou pracovníkům vyměněny za nové a použité dozimetry vyhodnocuje oprávněná dozimetrická služba. Povinnost radiačních pracovníků je nosit dozimetr na referenčním místě (přípevněn k pracovnímu oděvu na levé přední straně hrudníku) a pokud používají ochrannou zástěru, jsou povinni jej umístit vně zástěry. Nejjednodušším využitím fotografické detekce jsou **filmové dozimetry**, viz obr. 4. Dopadající ionizační záření vytváří ve fotoemulzi na fotografickém papíře latentní obraz, který je později při vyvolávání zviditelňován. Pro malé dávky je lineární závislost mezi zčernáním filmu a dávkou. Při vysokých dávkách roste zčernání pomalu až ke stavu nasycení. Pracovníci, jejichž ruce jsou vystaveny vyšší expozici ionizačního záření (nejčastěji pracovníci nukleární medicíny), jsou povinni nosit **prstový dozimetr**. Prstový dozimetr si představme jako prstýnek s ploškou, v níž je ukryt termoluminiscenční detektor. Tato ploška pak musí při používání dozimetru směřovat směrem do dlaně, která je více exponována. (Hušák a kolektiv, 2009)



Obr. 4 : Osobní filmový dozimetr (Ullmann, dostupné z <http://astronuklfyzika.cz/DozimetrFilmovy.gif>)

## Usměrňování radiační zátěže pacienta

V nukleární medicíně je třeba nezapomínat na to, že pro léčebné metody nejsou stanoveny diagnostické referenční úrovně. Při radioterapeutickém ozáření je aktivita radiofarmaka volena tak, aby se dosáhlo požadovaného účinku v cílovém objemu, ale aby ozáření bylo tak nízké, jak je rozumně dosažitelné. Mezi metody usměrňování radiační zátěže pacientů v nukleární medicíně patří:

- volba alternativních vyšetřovacích metod bez využití ionizujícího záření (sonografie, magnetická rezonance),
- kontrola aktivity radiofarmak,
- respektování diagnostických referenčních úrovní a volba optimální aktivity radiofarmak před aplikací,
- ovlivňování biokinetiky radiofarmaka,
- kontrola kvality vyšetřovacích přístrojů.

Indikace k vyšetřením na nukleární medicíně musí být uvážlivá, diagnostický přínos musí převyšovat radiační riziko. Lékař by neměl indikovat vyšetření zbytečně, pokud nemá významný přínos pro následnou léčbu pacienta, nebo pokud podobné informace může poskytnout vyšetření bez použití ionizačního záření.

Opatřením, chránícím pacienta, je též kontrola aktivity radiofarmaka před aplikací. Tou ověříme, zda bude pacientovi podána zamýšlená optimální aktivita. K tomu používáme měřič aktivity se studnovou ionizační komorou.

Volba aplikované aktivity a diagnostické referenční úrovně je důležitým faktorem ochrany. Diagnostická referenční úroveň (DRÚ, někdy též nazývaná diagnostickým referenčním limitem DRL) udává hodnotu aktivity platnou pro pacienta o hmotnosti 70 kg a neměla by být v rutinní praxi překračována. Tato hodnota ale není limitní, její překročení je možné u pacientů s hmotností vyšší než 70 kg a ojediněle i v případech, kdy si to vyžádá zdravotní stav pacienta. Optimálně by se samozřejmě mělo dosahovat nižších aplikovaných aktivit, než je DRÚ.

Kinetiku radiofarmak sledujeme v takových případech, kdy jsou radiofarmaka akumulovány i v dalších orgánech, které nejsou vyšetřovány. Například u vyšetření

radiofarmaky značenými  $^{131}\text{I}$  nebo  $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$  blokujeme přístup radiofarmaka do štítné žlázy podáním například KI. Nebo při vyšetření radiofarmaky, které jsou vylučovány převážně ledvinami, chráníme dávku na močový měchýř poučením pacienta, aby hodně pil a chodil často močit. Tímto postupem snížíme dávku zhruba až o šedesát procent ve srovnání s normálním režimem. U radiofarmak vylučovaných střevy podáváme projímadla urychlující pasáž. (Myslivoček, Kamínek, Koranda, Hušák, 2007)

Důležitou částí systému zabezpečení jakosti, který je vypracovaný na každém oddělení nukleární medicíny, je mimo jiné kontrola kvalit vyšetřovacích postupů, které zahrnují kontrolu veškeré přístrojové techniky. Hodnotíme zejména detekční parametry, kterými jsou chyby měření, reprodukovatelnost, citlivost, homogenita zobrazovacích přístrojů aj. Těmito kontrolami předcházíme nutnosti opakování vyšetření pacientů, která by následně zvyšovala jejich radiační zátěž. (Myslivoček, Kamínek, Koranda, Hušák, 2007)

## **2.1 Veličiny a jednotky v radiační ochraně**

### **Aktivita A**

Aktivita radioaktivní látky je počet radioaktivních přeměn v této látce za jednotku času. Jednotkou aktivity je  $\text{s}^{-1}$ , pro níž používáme název Becquerel (Bq). Násobnými jednotkami jsou kBq, MBq, GBq. (Hušák a kolektiv, 2009)

### **Poločas rozpadu $T_{1/2}$**

Poločas rozpadu udává čas, po jehož uplynutí je nejpravděpodobnější, že se rozpadne přesně polovina jader radionuklidu ve vzorku. Jeho hodnota kolísá od tisícín sekundy do tisíců let. Zajímavostí je, že vzhledem k délce našeho života a naší pozorovací schopnosti mohou být některé prvky s velmi dlouhým poločasem rozpadu vnímány jako stabilní nuklidy, ačkoliv z fyzikálního hlediska tomu tak není. (Hušák a kolektiv, 2009)

### **Absorbovaná dávka D**

Absorbovaná dávka vyjadřuje energii záření absorbovanou v jednotce hmotnosti ozářené látky v určitém bodě. Je definována poměrem střední energie ionizujícího záření a hmotností objemového elementu látky jím ozářené. Jednotkou je proto joule na kilogram (J/kg), pro který používáme název gray (Gy). (Hušák a kolektiv, 2009)

## **Dávkový příkon D**

Dávkový příkon je přírůstek dávky v čase. Jednotkou dávkového příkonu je tedy Gy/s nebo Gy/h. (Hušák a kolektiv, 2009)

## **Ekvivalentní dávka $H_t$**

Tato veličina představuje součin radiačního váhového faktoru a střední absorbované dávky v orgánu nebo tkáni.

Radiační váhový faktor je bezrozměrná veličina odvozená od relativní biologické účinnosti. Udává kolikrát je konkrétní záření biologicky účinnější než referenční záření, za které je obvykle považováno rentgenové záření s energií 200 keV. Mění se s dávkou, dávkovým příkonem, frakcionací a fyziologickými podmínkami (například přítomnost kyslíku). Jednotlivé radiační faktory jsou pevně dohodnuty pro jednotlivé druhy záření pro účely radiační ochrany v oblasti stochastických účinků. (Hušák a kolektiv, 2009)

## **Efektivní dávka E**

Tato veličina je součtem součinů tkáňových váhových faktorů  $w_T$  a ekvivalentních dávek  $H_T$  v konkrétních ozářených orgánech nebo tkáních (T).

Tkáňový váhový faktor vyjadřuje radiosenzitivitu orgánu nebo tkáně ke vzniku stochastických účinků záření. (Hušák a kolektiv, 2009)

## **2.2 Principy a způsoby radiační ochrany**

### **Principy radiační ochrany**

Principy radiační ochrany jsou: zdůvodnění, optimalizace, limity, fyzická bezpečnost zdrojů.

- Princip zdůvodnění

Každý, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření, musí dbát na to, aby tato byla zdůvodněna přínosem, který vyváží rizika, jež při této činnosti vznikají.

- Princip optimalizace

Každý, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření, je povinen dosahovat a udržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení života a zdraví osob nebo životního prostředí

blotak nízké, jak lze rozumně dosáhnout. Zjednodušeně řečeno má být ozáření tak nízké, jak je možné rozumně dosáhnout.

- Princip nepřekročení limitů

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je omezovat tak, aby nebyly překročeny stanovené limity. Tento princip neplatí pro ozáření z lékařské indikace.

- Princip fyzické bezpečnosti zdrojů ionizujícího záření

Zdroje musí být zajištěny tak, aby za předvídatelných podmínek nemohlo dojít ke ztrátě kontroly nad nimi. To v praxi znamená povinnost zabezpečit zdroje proti odcizení, zajistit nemožnost přístupu k nim nepovolaným osobám aj. (Hušák a kolektiv, 2009)

### **Způsoby radiační ochrany**

Jedná se o tři způsoby: ochrana časem, vzdáleností a stíněním.

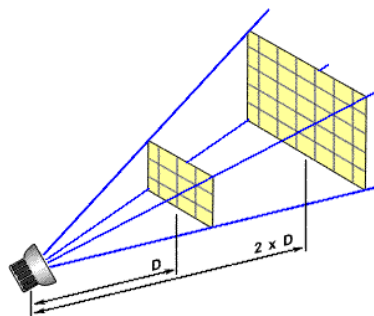
- Ochrana časem

Pro pracovníky znamená povinnost pobývat v blízkosti zdroje záření pouze po dobu nezbytně nutnou. Radiační zátěž roste s dobou, po kterou je záření exponován. Dávka roste exponenciálně s časem expozice. (Hušák a kolektiv, 2009)

- Ochrana vzdáleností

Ochrana vzdáleností využívá skutečnosti, že dávka záření klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje záření. Pro příklad, zvětší-li se dvakrát vzdálenost od zdroje, dávka klesne na čtvrtinu původní hodnoty, viz obr. 5.

Ochrana vzdáleností je velmi důležitá zejména u pracovníků oddělení nukleární medicíny, kdy je zdrojem záření pacient s aplikovanou aktivitou, ale pracovník je zároveň povinen s pacientem komunikovat a pacienta uložit do vyšetřovací polohy. Proto je obzvláště nutné informovat pacienta o průběhu vyšetření co možná nejlépe již před aplikací radiofarmaka. Při komunikaci s pacientem je pak nutné udržovat co možná největší odstup a vyžadovat jeho co možná nejvyšší soběstačnost co se týče mobility. (Hušák a kolektiv, 2009)



**Obr. 5 : Pokles dávky se čtvercem vzdálenosti** (dostupné z [http://fotoroman.cz/techniques3/light/rom\\_svetlo\\_3\\_03.gif](http://fotoroman.cz/techniques3/light/rom_svetlo_3_03.gif))

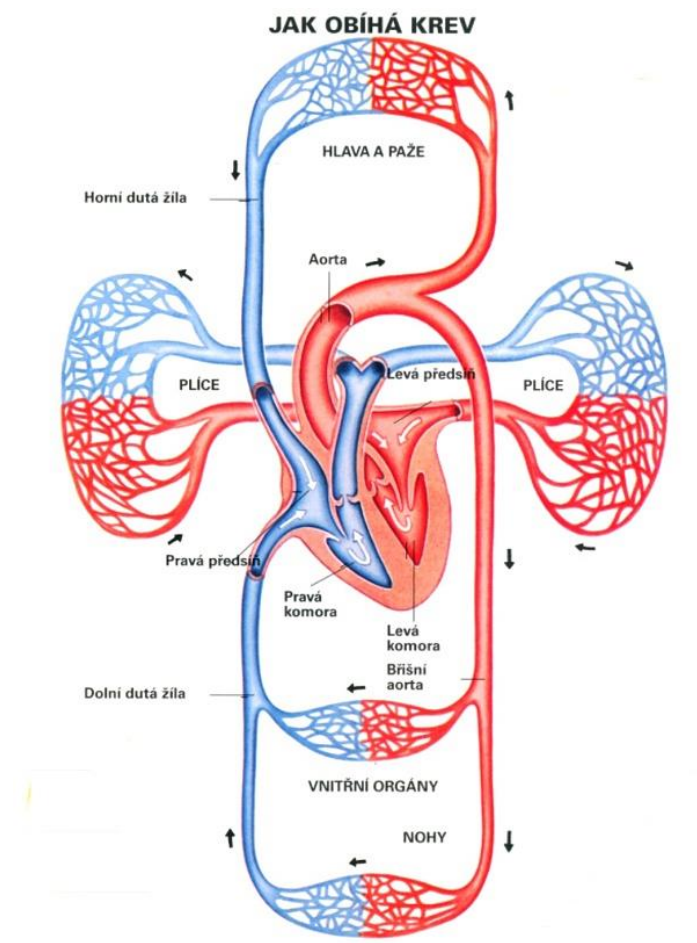
- Ochrana stíněním

Ochranu stíněním realizujeme umístěním vhodné vrstvy materiálu, zeslabujícího záření, mezi zdroj záření a pracovníka. Pro rentgenové nebo gama záření používáme například betonové stropy a podlahy, barytové omítky, dveře s olověnou vložkou apod. Pro stínění beta částic je používán hliník či plexisklo. Ochrana stíněním v praxi znamená například pečlivé zavírání dveří mezi snímkovnou a ovladovnou při skiagrafických vyšetřeních. (Hušák a kolektiv, 2009)



### 3 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán uložený v hrudníku, jež svými pravidelnými stahy plní funkci pumpy krevní soustavy. Krev protéká velkými tepnami, malými tepénkami, které mají v průměru až 0.3 mm. Z tepének pokračuje krev do tenkostěnných kapilár, kde dochází k výměně plynů a tekutin mezi krví a tkání. Kapiláry se plynule spojují ve venuly, ty ve vény a ty poté ústí do srdce. V našem těle se cévy a srdce propojují malým a velkým krevním oběhem, viz obr. 6. (Holibková, Leichman, 2006; Naňka, Elišková, 2006)



Obr. 6 : Malý a velký krevní oběh (dostupné z <http://vyuka.zsjarose.cz/data/swic/lessons/663.jpg>)

Srdce je dutý svalově vazivový orgán kuželovitého tvaru a je uložen ve střední části hrudníku. Perikard chrání srdce zevně v přední části dosahuje až ke sternu, po stranách se dotýká pleurou chránící plíce. Na srdci rozeznáváme basis cordis, což je místo, kde vstupují a vystupují velké cévy do a ze srdce. Tato kraniální část je tvořena převážně pravou a levou síní srdce, kaudální část je tvořena levou a pravou komorou, které plynule přecházejí v hrot

srdeční, neboli apex cordis. Hrot sahá vlevo do pátého mezižebří. Na srdci rozeznáváme dva příčné žlábký oddělující pravou síň od pravé komory a levou síň od levé komory a dva podélné žlábký, které rozdělují srdce na pravou a levou síň a pravou a levou komoru. V těchto žlábkách probíhají hlavní kmeny koronárních tepen, žil a lymfatických cév.

Hmotnost srdce je závislá na tělesné konstituci, množství srdeční svaloviny a množství subepikardiálním tuku, ale obecně lze říci, že se pohybuje mezi 250-390g, průměrně nabývá hmotnosti kolem 300g.

Srdce se skládá ze tří vrstev: vnitřní, střední a vnější vrstvy. Vnitřní vrstva (nitroblána srdeční) nazývaná endokard je tenká lesklá blána. Střední vrstvou je myokard. Myokard je tvořen příčně pruhovanou svalovinou, kterou dělíme na tzv. pracovní a vodivou. Pracovní svalovina zajišťuje vlastní srdeční cyklus. Svalovina vodivá zajišťuje automacii a koordinaci stahů. Myokard je nejsilnější vrstvou srdeční stěny a myokard komor je několikanásobně silnější než myokard síní. Zevní vrstva je tvořena dvěma listy perikardu. Těsně naléhající vrstva je epikardium, tenká vazivová vrstva těsně naléhající na srdeční svalovinu a přilehlé části. Mezi prvním a druhým listem perikardu je šterbinovitý prostor cavitas pericardialis obsahující malé množství tekutiny – liquor pericardii. Perikard zajišťuje stálou polohu srdce a snižuje tření pohybujícího se srdce vůči okolním orgánům. Perikardiální tekutiny je celkem malé množství, kolem 20ml, za hraniční považujeme objem 50ml. (Holibková, Leichman, 2006; Naňka, Elišková, 2006)

### **Pravá síň srdeční - atrium dextrum**

Do dutiny pravé síně ústí horní dutá žíla (průsvit 2cm) a dolní dutá žíla (průsvit 3-3,5 cm), latinsky vena cava superior a vena cava inferior. Pod ústím vena cava inferior ústí také žíla sinus coronarius, která je hlavní sběrnou žilou srdeční stěny. Na interatriálním septu je oválná vkleslina – fossa ovalis, v průměru 1-2 cm. V embryonální době je zde otvor – foramen ovale, kde se krev z pravé komory mísí do oběhu komory levé. Pravá síň přechází otvorem do pravé komory. V jejím ústí je vsazena trojcípá chlopeč. (Naňka, Elišková, 2006)

### **Pravá komora – ventriculus dexter**

Tloušťka stěny pravé komory je slabší než levé v poměru 1:3. Pravá komora má výtokovou část, která končí u chlopeč v truncus pulmonalis, a ta se poté dělí na dvě hlavní větve arteria pulmonalis dextra pro hilus pravé plíce a arteria pulmonalis sinistra ústící v hilu levé plíce. (Naňka, Elišková, 2006)

### **Levá síň – atrium sinistrum**

Levá síň je přibližně krychlového tvaru. Do zadní části atria ústí čtyři pulmonální žíly přivádějící do srdce okysličenou krev, zprava dvě venae pulmonales dextrae, zleva dvě venae pulmonales sinistrae. Ústí žil jsou v průměru 1,4 mm široká. Levou síň a komoru odděluje atrioventrikulární ústí. (Naňka, Elišková, 2006)

### **Levá komora – ventriculus sinister**

Od atrioventrikulární ústí se prostírá levá komora až k ostium aortae. Levá komora má silné stěny, které jsou schopny silné kontrakce a tím vypuzení okysličené krve do těla. (Naňka, Elišková, 2006)

### **Chlopně**

Chlopně plní funkci ventilů, které zajišťují jednosměrný průtok krve srdcem.

- Cípaté chlopně

Cípaté chlopně zamezují zpětnému toku krve z komor do síní. Mezi pravou síní a komorou je trojcípá chlopeň valva tricuspidalis, mezi levou síní a komorou je dvojčípá chlopeň valva bicuspidalis. Mají poměrně velkou plochu. Pracují pasivně při vzestupu tlaku v komorách. Jejich pohyb je podporován na nich upevněnými šlašinkami a papilárními svaly.

- Poloměsíčité chlopně

Poloměsíčité chlopně jsou umístěny mezi srdečními komorami a tepnami, jež z nich vychází. Člověk má tedy dvě poloměsíčité chlopně. V pravé komoře je plicnicová chlopeň valva trunci pulmonalis, v levé komoře aortální chlopeň valva aortae. Valva trunci pulmonalis je chlopeň mezi pravou komorou a truncus pulmonalis. Je tvořena třemi vazivovými destičkami, které se při systole otvírají směrem do truncus pulmonalis, v diastole se chlopeň uzavře zpětným chodem krve. Valva aortae je chlopeň uložená v ústí aorty. Poloměsíčité chlopně jsou mírně vyklenuty do nitra aorty. (Naňka, Elišková, 2006)

### **Cévní zásobení srdce**

Srdeční stěnu zásobují dvě věnčité tepny arteria coronaria dextra a arteria coronaris sinistra. Při odstupu dosahuje pravá arterie průměru kolem 4 mm, levá 4,5 – 5mm.

Arteria coronaris dextra odstupuje ze sinus aortae dexter, konečný úsek se nazývá arterií interventricularis posterior. Za svého průběhu z tepny postupně odstupují větvičky pro pravé atrium, přední stěnu pravé komory, zadní stěnu pravé komory a septální tepny pro zadní část mezikomorového septa. (Naňka, Elišková, 2006)

Arteria coronaris sinistra

Arteria coronaris sinistra se záhy dělí na dvě hlavní větve: ramus interventriculus anterior a ramus circumflexus.

Ramus interventriculus anterior zásobí přední stěnu levé komory a přední část septa. Ramus circumflexus je zdrojem krevního zásobení levé síně a spodní plochy levé komory. (Naňka, Elišková, 2006)

## 4 Nukleární medicína

Nukleární medicína je medicínský obor, který se zabývá diagnostikou a léčbou za pomoci otevřených radioaktivních zářičů, které jsou aplikovány do vnitřního prostředí organismu. Převážně se nukleární medicína zabývá zobrazovací diagnostikou, v menší míře laboratorní diagnostikou a léčbou. Zobrazovací metoda, kterou tento obor využívá, se nazývá scintigrafie, podle scintilačního detektoru, který je základem scintilační kamery. Scintigrafii získáváme mapy prostorové distribuce radiofarmaka v těle. Nejčastěji využívanými radioizotopy jsou  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$  a  $^{201}\text{Tl}$ . (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

### 4.1 Historie

Roku 1913 byl objeven tzv. indikátorový princip, na kterém jsou založeny principy nukleární medicíny. Tento objev učinil maďarský radiochemik z Budapešti Georg Karl von Hevesy a roku 1943 za něj obdržel Nobelovu cenu. Hevesy mimo jiné objevil prvek hafnium (stříbřitě bílý kovový prvek velmi podobný zirkonu), který chyběl v Mendělejevově tabulce prvků z roku 1869. Principem Hevesyho objevu je shodné chemické chování radioaktivních i stabilních izotopů téhož prvku a zároveň fakt, že na rozdíl od stabilních izotopů jsou radionuklidy viditelné prostřednictvím záření, které vzniká při přeměnách jejich jader. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

Z dob Hevesyho pokusů máme zprávy o vtipné historce z jeho života. Jako mladý student žil Hevesy v podnájmu, kde se těž stravoval a měl podezření, že jeho bytná servíruje strážníkům zbytky z předešlých dní. Jednoho večera tedy označil zbytek nedojedené kaše radioaktivním olovem. Druhý den změřil svou porci elektroskopem a získal tak důkaz o čerstvosti své porce. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

Začátky využívání radioaktivních indikátorů v medicíně datujeme do třicátých a čtyřicátých let minulého století. Lékaři massachusettské všeobecné nemocnice v Bostonu se inspirovali Hevesyho experimenty s  $^{32}\text{P}$  a začali se zabývat využitím  $^{128}\text{I}$  a  $^{131}\text{I}$ . Využívali radionuklidy jódu dokonce již pro diagnostiku chorob štítné žlázy. Druhá polovina čtyřicátých let již přinesla vynález jednoduchého přístroje, který s vysokou směrovou citlivostí detekoval akumulaci ve hmatném uzlu štítné žlázy. V průběhu padesátých let byl již tento přístroj obohacen o konvergentní kolimátor a stal se rutinní vyšetřovací metodou pro štítnou žlázu.

V následující druhé polovině století zaznamenala nukleární medicína velký rozvoj a rozšířila se do všech klinických oborů. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

Metody nukleární medicíny zažívají začátkem třetího tisíciletí postupnou změnu vlivem využívání poznatků na molekulární úrovni. Dnes používaná moderní radiofarmaka dosahují účinků na molekulární úrovni a jsou uplatňovány v terapii i diagnostice. Typickým příkladem přínosu aplikovaných poznatků je například diagnostika karcinomu prostaty, kde provádíme kvantitativní vyšetření progesteronových receptorů. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

## **4.2 Scintigrafie**

Scintigrafie metoda, pomocí které získáváme informace především o funkci, nikoli o anatomické struktuře. Umožňuje nám tedy zobrazit např. hypoxii, zánět, perfuzi, přestavbu kosti apod. Scintigrafie se dá provádět po určité době od aplikace, pak ji nazýváme scintigrafií statickou. Též ji můžeme sledovat v průběhu času, pak mluvíme o scintigrafii dynamické. Distribuci radiofarmaka v cílové tkáni lze pomocí scintilační kamery zobrazit a ze získaných snímků lze hodnotit funkci, pro kterou je použité radiofarmakum indikátorem. Mohutnost akumulace radiofarmaka se odvíjí od lokálních metabolických a funkčních dějů. Jednou z výhod nukleární medicíny je, že pomocí scintilačního vyšetření můžeme často případné poruchy funkce nejen lokalizovat, ale často i kvantifikovat. V porovnání s jinými zobrazovacími metodami jsou metody nukleární medicíny často více citlivé, protože poruchám struktury často předchází poruchy funkce, ale pozbývají na výpovědi specifické. Pro příklad kostní metastázy karcinomu plic, prsu či prostaty jsou na scintigramech viditelné dříve než na rentgenových snímcích, ale nedovedeme je rozlišit od ložiskových změn, způsobených jinými příčinami zvýšené přestavby kosti. (Kupka, Kubinyi a Šámal, 2007)

## **5 Nukleární kardiologie**

Nukleární kardiologie je obor, zabývající se vyšetřováním kardiovaskulárního systému za pomoci radiofarmak. Díky němu získáváme neinvazivním způsobem důležité informace pro diagnózu, prognózu a způsob léčby kardiovaskulárních onemocnění. Nukleární kardiologie nám nabízí metody ke zjištění a posouzení prokrvení myokardu, jeho viability, metabolismu a inervaci, přítomnosti myokardiální nekrózy a funkci srdečních komor. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### **5.1 Ischemická choroba srdeční**

Ve vyspělých zemích jsou stále hlavní příčinou kardiovaskulární choroby. Nikdy dříve nebyla potřeba neinvazivního vyšetření tak aktuální jako nyní. Nadále zůstává nejrozšířenějším neinvazivním testem zátěžová elektrokardiografie (EKG). Její použití a výtečnost je však limitována u pacientů neschopností adekvátní fyzické zátěže nebo u pacientů s abnormální klidovou EKG křivkou, proto jsou stále více využívány zobrazovací metody. Celosvětově je pozorován trvalý nárůst počtu SPECT vyšetření myokardiální perfuze. Nejvýraznější nárůst je v USA kde na 1 000 obyvatel připadá 15 vyšetření, v České republice je průměrný počet vyšetření 1,5 na 1 000 obyvatel. Vyšetření je vhodné indikovat při střední nebo vyšší pravděpodobnosti ICHS. U pacientů s vysokou pravděpodobností nálezu ICHS se doporučuje odeslání přímo na koronarografii, jelikož i při negativním nálezu je riziko ICHS velmi významné. I u těchto pacientů hraje roli perfuzní scintigrafie, například u rozhodování o revaskularizaci. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### **5.2 Perfuzní scintigrafie myokardu**

Perfuzní scintigrafie myokardu nejčastěji používanou metodou nukleární kardiologie a zároveň jednou z nejvíce používaných neinvazivních metod v kardiologii vůbec. Principem tohoto vyšetření je, že intravenózně podané radiofarmakum je v myokardu vychytáváno v závislosti na míře jeho prokrvení. Předpokládáme, že buňky si zachovaly schopnost vychytávání farmaka v závislosti čím vyšší průtok, tím vyšší akumulace. Tudíž buňky poškozené (např. jizevnatá fibrózní tkáň po infarktu myokardu) neakumulují aktivitu žádnou a my můžeme sledovat odchylku od normálního nálezu, čili homogenní akumulace radiofarmaka v srdeční tkáni. Rozložení radiofarmaka v tkáni zjišťujeme dnes již výhradně pomocí techniky SPECT.

V klidu a bez zátěže můžeme pozorovat homogenní rozložení perfuze i v případě přítomnosti významné stenózy (pokud není zúžení větší než 90% lumen koronární tepny). Dostatečný průtok krve je totiž udržován kompenzatorní vazodilatací poststenotického úseku. Není znatelný rozdíl mezi normální a stenotickou tepnou.

Při zátěži se kvůli vyšší spotřebě kyslíku zvyšuje průtok krve v normálním, nepoškozeném řečišti. Zatímco zúžené tepny jsou již v klidu maximálně vazodilatovány a tyto tepny nemohou poskytovat adekvátní prokrvení. Oblast jimi zásobená má tedy nižší akumulaci a projeví se defektem na získaném scintigramu. Při patologickém nálezu je vždy důležité srovnání scintigramů v klidu a v zátěži. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### 5.2.1 Indikace

Toto vyšetření indikujeme v případech:

- při podezření na ischemickou chorobu srdeční, pro její detekci, lokalizaci a rozsah,
- pro zhodnocení závažnosti nalezené stenózy při koronarografii,
- ke zhodnocení stupně postižení myokardu a možné ischemie po zhojení myokardu,
- jako vyšetření pro plánování revaskularizace pacientů s dysfunkcí levé komory,
- jako vyšetření hodnotící úspěšnost terapie revaskularizací (PTCA nebo bypass) nebo po trombolytické terapii,
- pro akutní koronární syndrom.

(Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### 5.2.2 Radiofarmaka pro perfuzní scintigrafii myokardu

Základním požadavkem pro radiofarmakum je, aby se radioindikátor vychytával v buňkách myokardu již při prvním průtoku a zůstal v něm fixován po dobu snímání.

V současnosti je používáno buď  $^{201}\text{Tl}$  (thalium), nebo látky značené pomocí  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  -  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI a  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -tetrofosmin.

$^{201}\text{Thalium}$  je radionuklid, který se dostává do buněk myokardu aktivním transportem přes membránu buněk pomocí  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  - ATPázové pumpy. Brzké a pozdní scintigramy, získané po aplikaci thalia, podávají rozdílné patofyziologické informace. Časné scintigramy, zhotovené bezprostředně po aplikaci, odpovídají distribuci regionálního krevního průtoku. Za pozdní scintigram považujeme ten, jenž je zhotoven 2 až 24 hodin po aplikaci radiofarmaka. Ten vypovídá o distribuci draslíkového poolu a tím o viabilitě myokardiální tkáně. Thalium



je v myokardu po aplikaci rychle akumulováno a pomalým vyplavováním. V oblasti ischemie je akumulace nižší s pomalejším vyplavováním. Rozdíl mezi normální a ischemickou oblastí se tedy s časem zmenšuje. Další nevýhodou thalia je jeho dlouhý poločas rozpadu, tím pádem jsme nuceni aplikovat nižší aktivity a získáváme podstatně horší kvalitu scintigramů. Pro tyto důvody se na většině pracovišť dává přednost používání techneciových preparátů. DRÚ thalium chloridu je 110 MBq. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

Použití látek značených **techneciem** nám skýtá získávání kvalitnějších scintigrafických záznamů díky možnosti podání vyšší aktivity. Obě látky  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  a  $^{99m}\text{Tc-tetrofosmin}$ , se stabilně vážou do myokardiální buňky pasivní difuzí. Díky relativně konstantní myokardiální distribuci mibi a tetrofosminu zůstává stav průtoku na několik hodin relativně zmrazen a uchován pro pozdější zobrazení. Distribuce radioindikátoru ve tkáni je proporcionální regionálnímu průtoku myokardem a jeho buňkami. DRÚ je pro látky značené techneciem 1000 MBq. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### 5.2.3 Vyšetřovací protokoly

Volba radiofarmaka a vyšetřovacího protokolu ovlivňuje radiační zátěž pacienta i personálu, ekonomiku pracoviště a průběh zátěžového testu. Každý z protokolů má své výhody i nevýhody, záleží většinou na zvyklostech pracoviště, který vybere pro svou činnost za nejvhodnější.

#### $^{99m}\text{Tc}$ značené preparáty

Preparáty nemají schopnost redistribuce, proto provádíme dvojí aplikaci radiofarmaka pro zátěž a po klidové vyšetření. Používaný je buď jednodenní, či dvoudenní protokol.

Z technického hlediska je nejvýhodnějším postupem dvoudenní protokol, protože poločas rozpadu technecia je 6,03 hodiny a druhý den tedy nezobrazujeme téměř žádnou reziduální aktivitu z první studie. U diagnostických testů volba dvoudenních protokolů nemá vliv na senzitivitu metody. Dvoudenní protokol provádíme s odstupem 24 hodin a můžeme aplikovat vysokou hodnotu pro obě vyšetření.

Pro pacienty, kteří se na vyšetření dostávají přes velkou vzdálenost, je příjemnější jednodenní protokol, kdy je vyšetření hotovo za jediný den. Současný názor většiny autorů je, že podhodnocení reverzibility defektu u jednodenních protokolů u pacientů s normální funkcí levé komory neovlivňuje významně klinický závěr vyšetření. Pokud chceme dosáhnout lepší reverzibility, je možné provést vyšetření v pořadí klid-zátěž. Na druhou stranu při provedení

nejprve zátěžové scintigrafie s normálním nálezem, je možné klidovou studii zcela vynechat a tím snížit náklady, čas a především radiační zátěž pacientů. Jednodenní protokol provádíme s odstupem tří až čtyř hodin. Kdy aktivita první aplikace musí být relativně nízká, což vede k nižší kvalitě scintigramů první studie. Při užití jednodenního protokolu by neměla celková maximální podaná aktivita překročit 1480 MBq. Pozátěžové scintigramy provádíme 10-15 minut po aplikaci, klidové za 45-60 minut. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### **<sup>201</sup>Tl-thalium**

Při aplikaci thalia pracujeme v jednodenním protokolu. Na vrcholu zátěže se podá radiofarmakum, scintigrafie je spouštěna do 5-10 minut, přičemž scintigrafie musí být ukončena do půl hodiny od aplikace thalia kvůli jeho redistribuci. Klidové redistribuční snímky pořizujeme 3-4 h po zátěži. Při užití jednodenního protokolu by neměla celková maximální podaná aktivita překročit 148 MBq. Thalium je cyklotronovým produktem a je tedy nutno zajistit jeho dovoz z výrobního centra, což není příliš ekonomické, proto dnes slouží spíše jako doplněk k <sup>99m</sup>Tc značeným radiofarmakům. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### **Dual-izotopový protokol**

Snaha spojit výhody obou radiofarmak v jedno vyšetření vedla k vytvoření dual-izotopového protokolu. Jedná se o postup, kdy thalium použijeme za klidových podmínek a ihned po prvních snímcích můžeme díky nižší energii thalia zahájit zátěžový test. Metoda je tedy nejrychlejší, za cenu velké radiační zátěže pacienta a zároveň různě kvalitních scintigramů od těchto dvou radiofarmak, které se tedy navzájem hůře interpretují. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

#### **5.2.4 Způsob provedení zátěže**

Dostatečné a správné provedení zátěže je klíčový faktor pro kvalitu získaného vyšetření. Nedobře provedená zátěž významně snižuje diagnostickou výtěžnost vyšetření.

Máme dva způsoby provedení – fyzická a farmakologická zátěž.

#### **Fyzická zátěž**

Pokud stav pacienta dovolí, upřednostňujeme zátěž fyzickou, díky její přirozené povaze. Nejčastěji ji provádíme na bicyklovém ergometru, nebo běžeckém pásu. Napojíme pacienta na čtyřsvodové EKG. Zátěž na bicyklovém ergometru začíná se zátěží 25-60 W. Zátěž se postupně zvyšuje podle individuálních schopností pacienta. Snažíme se o minimální délku zátěže alespoň 4 minuty. Zátěž provádíme do maximální tepové frekvence. Tu vypočítáme pomocí věku pacienta:  $220 - \text{věk}$ . K odhadu maximální zátěže můžeme též použít rozdíl tepové frekvence v klidu a v zátěži, jejíž rozdíl by měl být větší než 50/min. Po aplikaci zátěže je pacient vyzván ještě minutu k alespoň mírné zátěži pro dobrou distribuci srdcem. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### **Farmakologická zátěž**

Mnohdy vyšetřujeme pacienty, kteří zátěže nejsou schopni z extrakardiálních příčin, pak jsme nuceni provést zátěž farmakologickou. K farmakologické zátěži používáme vazodilatační látky nebo sympatikomimetika.

Vazodilatačními látkami jsou adenosin nebo dipyridamol. Tyto farmaka podáváme za účelem zvýšení hladiny adenosinu v krvi. Ta vede k aktivaci receptorů pro vazodilataci a tím i zhruba tři až pětkrát zvýšenému průtoku krve cévami oproti klidovému stavu. Adenosin funguje na principu stimulace receptorů na buňkách hladké svaloviny cévní stěny. Při podání vazodilatačních látek mohou vzniknout nežádoucí účinky jako bronchospasmus, hypotenze, A-V blok nebo cephalea. Kontraindikací podání látky je a-v blok druhého a třetího stupně, aktivní astma bronchiale a vstupní hypotenze (systolický < 90mmHg).

K farmakům ze druhé skupiny sympatikomimetik patří dobutamin a arbutamin. Tyto látky mají pozitivní chromotropní a inotropní účinek, laicky řečeno zvyšují spotřebu kyslíku v myokardu. Zvýšená spotřeba vede k vyššímu průtoku krve podobně jako při fyzické zátěži. Vedlejší účinky jsou arytmie. Kontraindikací je tachyarytmie, těsná aortální stenóza a nekorigovaná arteriální hypertenze.

Farmakologickou zátěž pomocí vazodilatačních látek můžeme kombinovat s mírnou fyzickou zátěží a to především za účelem snížení výskytu arytmií a hypotenze. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

#### **5.2.5 Scintigrafický záznam**

Pacienta polohujeme na stůl gamakamery vleže na záda. Levou ruku má zvednutou mimo zorné pole kamery, položíme ji za hlavu.

K provedení scintigrafického záznamu používáme výhradně metodu SPECT, která získává údaje z mnoha projekcí z různých úhlů během rotace detektoru kolem hrudníku pacienta. Tyto obrázky jsou ukládány v počítači a zpětně se rekonstruuji do prostorové, trojrozměrné projekce.

U dvoudetektorové variabilní komory pracujeme v L módu, který umožňuje kolmost kamer vůči sobě, úhel rotace 180° nebo v H módu, kdy jsou vůči sobě navzájem kamery v paralelním postavení a úhel rotace je 2x180°. Doba snímání jedné projekce u obou testů i radiofarmak mezi dvaceti a třiceti sekundami.

### **Gated SPECT**

SPECT vyšetření se většinou provádí za pomoci EKG techniky. Počítač střídá scintigrafická data synchronně s R kmitem na ekg. Celý srdeční cyklus je vymežován R-R intervalem, který rozdělujeme na 8,12 nebo 16 dílčích intervalů. Hlavním přínosem synchronizace scintigrafie s ekg je, že nám umožňuje hodnotit perfuzi i funkci myokardu v jednotlivých fázích srdečního cyklu, tím významně nabývá vyšetření na specifitě nálezů. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### **Polární mapy**

Scintigrafické obrazy zobrazují myokard ve třech rovinách, řezy podél krátké srdeční osy a horizontální a vertikální řezy podél dlouhé srdeční osy. Při klidové a zátěžové scintigrafii porovnáváme korespondující řezy. Přínosným zobrazením je přenesení trojrozměrné informace do dvojrozměrného obrazu. Tyto obrazy nazýváme polárními mapami („bull's eye“). (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

#### **5.2.6 Interpretace scintigrafického záznamu**

Výsledek vyšetření mohou ovlivňovat artefakty, které se liší i podle pohlaví pacienta. U mužů je častým artefaktem zeslabení na spodní stěně vlivem bránice a tukové tkáně. U žen bývá vlivem tkáně prsu zeslabena přední strana. Tento problém se řeší porovnáním nálezu s normálovou databází zvláštní pro muže a ženy. Ve výstupu o vyšetření musí být uvedena administrativní data o pacientovi, indikace, popis vyšetření popis nálezu a klinický závěr ve vztahu k indikaci.

Při interpretaci SPECT nálezu zůstává základem vizuální hodnocení tomografických obrazů. Pokud nalezneme perfuzní defekty, nestačí popsat pouze jejich lokalizaci a porovnáním klidových a zátěžových řezů, zda se jedná o fixní či reverzibilní poruchu. Je nutné se vyjádřit k rozsahu a závažnosti abnormality.

Interpretovat perfuzní scintigram tedy můžeme ve dvou rovinách, jednak kvalitativně (vizuálním hodnocením) jednotlivé řezy a kvantitativně pomocí polárních map, které porovnáváme s databází normálních nálezů (homogenní rozložení akumulace radiofarmaka v myokardu levé komory). (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)

### **Defekt**

Za defekt obecně považujeme oblast stěny levé komory, která snížene akumuluje radiofarmakum. Stupeň defektu může být různý od mírně snížené akumulace až po její úplné vymizení. Pro určení závažnosti poškození je důležité srovnání vsetření v klidu a v zátěži, kdy určujeme, zda se jedná o defekt reverzibilní či fixní.

#### Fixní defekt

Jedná se o defekt přetrvávající jak při zátěži, tak v klidu. Fixní defekt je známkou prodělané myokardiální léze, nejčastěji se jedná o fibrózní zjizvenou tkáň po prodělaném infarktu myokardu. Za fixní defekt je považován takový stav, kdy se v klidu nezlepší perfuze alespoň o deset a více procent.

#### Reverzibilní defekt

Je charakteristický přítomností na zátěžovém scintigramu, avšak na klidových obrazech je nález buď zcela v pořádku, nebo se zobrazí jen mírný defekt. Za reverzibilní defekt je definován jako zlepšení perfuze v klidu o více než 10%.

#### Reverzní distribuce

Tento jev je spíše ojedinělý. Jedná se o defekt viditelný pouze na klidových obrazech, při snímcích v zátěži je nález normální. Tento defekt můžeme pozorovat u nemocných, kteří prodělali infarkt myokardu a byla jim angioplastikou nebo trombolýzou zprůchodněna postižená tepna. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008; Kupka, Kubinyi, Šámal 2007)

### **Tranzitorní ischemická dilatace levé komory – TID**

Tranzistorní ischemická dilatace levé komory se projeví větším objemem levé komory v zátěži než v klidu a to jen přechodně. Příčinou je snížená akumulace radiofarmaka v důsledku difuzní subendokardiální ischemie při reaktivně stejném postižení všech tří koronárních tepen. Jako známku pozátěžové dysfunkce levé komory považujeme TID poměr nad 1,23 u dual-izotopového protokolu. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008; Kupka, Kubinyi, Šámal 2007)

### **Akumulace radiofarmaka v plicích**

Za normálních okolností plíce akumulují radiofarmakum minimálně. Pokud je v plicích zvýšená akumulace po provedení zátěže, jedná se o dysfunkci levé komory. Tato situace nastává při závažném poškození více koronárních tepen. Sledovat akumulaci můžeme zejména při aplikaci thalia, při použití  $^{99m}\text{Tc}$  značených radiofarmak přicházíme o tyto informace, zejména pro nestandardní interval mezi aplikací a zobrazováním. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008; Kupka, Kubinyi, Šámal 2007)

### **Zobrazení pravé komory**

Pravá komora se na normálních scintigramech zobrazí jen minimálně. Nápadnější zobrazení pravé komory vypovídá většinou o hypertrofii srdečních buněk. Při fyzické zátěži může být mírně zvýšená akumulace i normálním nálezem. (Kupka, Kubinyi, Šámal 2007)

### **Kvantifikace poruch perfuze**

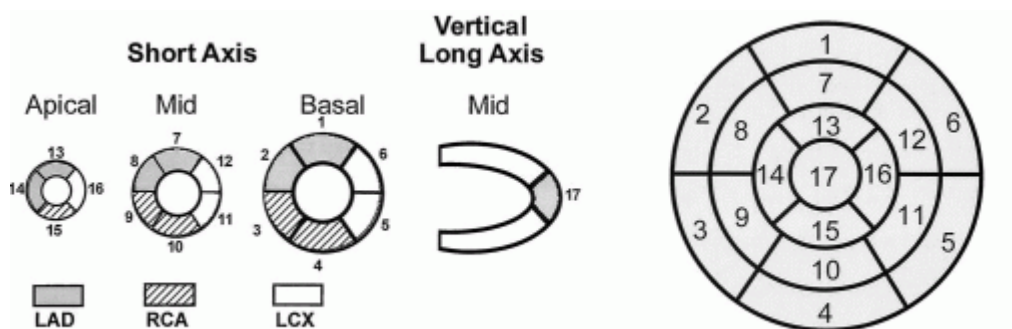
Kvantifikace je prováděna srovnáním nálezu s normálovou databází. Srovnáním určíme rozsah poruchy perfuze, vyjádřený v procentech postižení levé komory a stupeň postižení, který je vyjádřen velikostí směrodatné odchylky lišící se od normální databáze. (Kupka, Kubinyi, Šámal 2007)

### Sumační skóre

Dnešní moderní vyhodnocovací systémy umí sumovat hodnoty poškození rozsahu i stupně poruchy perfuze jedním číslem, které nazývám sumačním skórem. Myokard levé komory je rozdělen do 17 segmentů a každý segment může nabývat různých stupňů postižení (0-4), viz obrázek 7. Dříve byl též používán 20segmentový model, avšak 17segmentový model má výhodu, že nenadhodnocuje význam hrotové oblasti. Pětiúrovňová stupnice postižení 0-4 definuje 0=normální perfuze, 1=nejednoznačný nález, 2= abnormální perfuze, 3=závažná porucha, 4=absence vychytávání radiofarmaka. Sumační skóre získáme součtem

postižení jednotlivých segmentů. Skóre je možné vyjadřovat procentuálně, kdy za maximální postižení považujeme hodnotu 68 (4x17). Sumační skóre rozeznáváme tří typů. **SSS** (summed stress score) vyjadřuje skóre pro zátěž, **SRS** (summed rest score) je skóre pro klidové vyšetření a **SDS** (summed difference score) je součtem rozdílů mezi jednotlivými segmenty při zátěži a klidu. Tato kvantitativní analýza probíhá v současnosti plně automaticky.

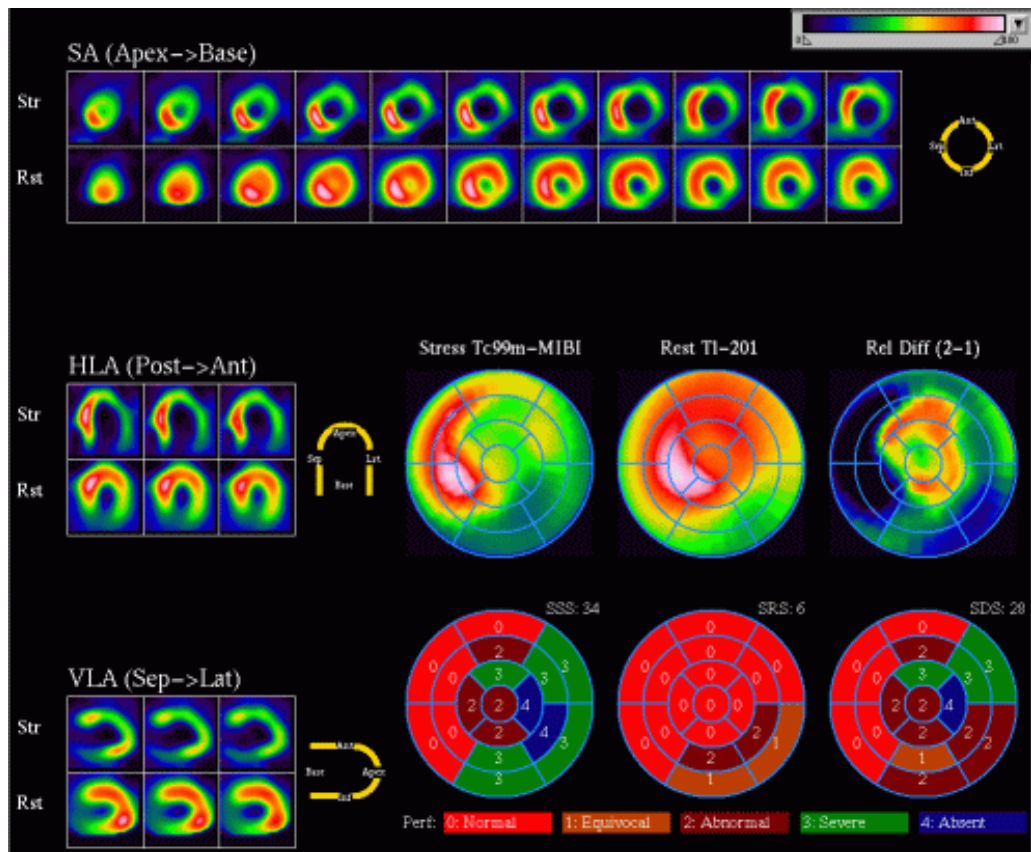
Pokud je posuzována perfuzní abnormalita, není dostačující pouze skórovací systém, musíme se dívat též na rozsah a závažnost postižení celé levé komory. Pokud budou mít dva pacienti stejné sumační skóre, není u nich vždy stejné riziko. Pokud má například jeden pacient SSS=8, složený z absence vychytávání radiofarmaka ve dvou segmentech (2x4) a druhý pacient SSS=8, získaný osmi mírně hypoperfúzními segmenty (8x1), platí, že riziko je u druhého pacienta, jelikož má větší rozsah poškození levé komory. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008; Kupka, Kubinyi, Šámal 2007)



**Obr. 7 : Model pro sumační skóre** (dostupné z <http://vyuka.i-consult.cz/kardiologie/ghtml.php?id=39>)

## Kvantifikace poruch funkce

Kvantifikaci poruch funkce můžeme provádět jen při provedení hradlované (gated) scintigrafie, která spolupracuje s EKG. Počítačovým zpracováním získáme kvantitativní parametry levé komory: enddiastolický a endsystolický objem, ejekční frakci levé komory, systolické ztlustění myokardu a pohyblivost srdeční stěny. (Lang, Kamínek, Trojanová, 2008)



**Obr. 8 : Reverzibilní defekt** (dostupné z <http://vyuka.i-consult.cz/kardiologie/ghtml.php?id=39>)

Na obrázku 8 je záznam z perfuzní scintigrafie s použitím  $^{201}\text{Tl}$ , s nálezem reverzibilního defektu. Sumační zátěžové skóre je 34, klidové skóre je 6, tudíž se jedná o defekt reverzibilní. Rozložení postižení a sumační skóre vidíme na 17segmentovém modelu vpravo dole. Defekt pozorujeme anteriorně, apikálně, inferiorně a laterálně.



## **II. Praktická část**

Praktickou část jsem se rozhodla zpracovat formou manuálu pro pacienty, který by měl sloužit jako edukační materiál před perfuzní scintigrafií. Zodpovídá základní otázky o principu a průběhu vyšetření, časové náročnosti metody a pokyny pro pacienta, jak se na vyšetření připravit a jak se chovat po něm. Leták je ilustrovaný fotkou a popisem gamakamery, pro vizuální seznámení s prostředím, ve kterém se vyšetření bude provádět.

Leták je psaný jednoduše a pro laiky, aby i starší pacienti, kteří toto vyšetření často postupují, mohli pochopit sdělované informace. Po formální stránce jsem se snažila, aby byl leták přehledný s velkým písmem pro snadnou čitelnost, nekomplikovaný a barvami aby vyvolával příjemný dojem.

Edukační materiály o vyšetření jsou dle mého názoru důležitou součástí vyšetření a to nejen v nukleární medicíně. Dobře zpracovaný leták pacientovi podá informace, díky nimž se může zbavit strachu a nejistoty před vyšetřením. Při komunikaci lékaře s pacientem nemusí informace podané ústně pacient dobře pochopit a zapamatovat si je. Leták, který se dostane pacientovi do ruky, si může přečíst několikrát v klidu doma. Informace tak může konzultovat s okolím a rodinou a tak získají představu o lékařském postupu a mohou pacienta uklidnit.

Dobrou informovaností pacienta se především zvyšuje jeho komfort při vyšetření, ale zároveň se usnadní práce radiologických asistentů díky předem zodpovězeným otázkám.

Leták je uveden jako příloha č.1 a č.2.

## 6 Diskuze

Cílem teoretické části bakalářské práce bylo seznámit její čtenáře s oborem nukleární medicíny, jejími principy a metodami. Tyto informace jsou důležité k pochopení hlavní části, nukleární kardiologie, kde se věnuji popisu perfuzní scintigrafie. Perfuzní scintigrafie je zásadní diagnostickou metodou pro chronickou ischemickou chorobu srdeční, při které dochází k nedostatečnému okysličení srdce, a která je častou příčinou úmrtí. Jen v České republice v roce 2010 zemřelo 25 178 osob na toto kardiovaskulární onemocnění (Zdroj: <http://www.uzis.cz/>). Proto vnímám perfuzní scintigrafii za velmi přínosnou metodu. Nukleární medicína je významným medicínským oborem, jehož přístrojová technika je specifická a je neustále zdokonalována a spolu s tímto vývojem jsou kladeny vyšší nároky na radiologické asistenty, kteří jsou důležitou součástí nemocničního personálu.

Hlavním přínosem praktické části práce, která je tvořena informačním letákem, je zvýšení informovanosti pacientů podstupujících perfuzní scintigrafii myokardu. I v dnešní době, kdy je nukleární medicína progresivním a perspektivním oborem pro medicínu, není laická veřejnost dostatečně informovaná o principu a metodách nukleární medicíny, která pak bývá velmi často mylně zaměňována s rentgenovou diagnostikou. Zvláště u starších pacientů nebo žen může vyvolávat scintigrafie zbytečné obavy. Proto považuji informovanost pacienta, potažmo jeho rodiny, za velmi důležitý a někdy i přehlížený faktor pro úspěšně probíhající vyšetření.

## 7 Závěr

Bakalářská práce na téma perfuzní scintigrafie myokardu je rozdělena na část teoretickou a praktickou. V teoretické části jsou definovány základní fyzikální pojmy nukleární medicíny. Dále jsou v práci vysvětleny jednotlivé druhy záření s popisem účinku záření na lidský organismus. Práce obsahuje popis přístrojové techniky pro detekci záření používané v nukleární medicíně. Celá jedna kapitola je věnována radiační ochraně před nežádoucími účinky záření. Bakalářská práce se snaží přiblížit čtenářům obor nukleární medicíny a jeho metody. Poskytuje též základní informace o anatomii srdce, jejichž znalost je nezbytná pro vyšetření perfuzní scintigrafií srdce. Stěžejní jsou kapitoly nukleární kardiologie, které se věnují především perfuzní scintigrafii a vyhodnocení získaných dat. Jsou zde zmíněna používaná radiofarmaka, způsob provedení zátěže a popis průběhu vyšetření.

Praktická část obsahuje manuál pro pacienty podstupující perfuzní scintigrafii myokardu. Klade si za cíl podat srozumitelnou formou pacientům základní informace o vyšetření. Významně tak přispívá k informovanosti pacienta a usnadňuje práci lékařům a radiologickým asistentům na pracovištích nukleární medicíny.

Práce by mohla sloužit jako studijní materiál pro studenty zdravotnických oborů. Zároveň by mohla být prostředkem pro seznámení se veřejnosti s oborem nukleární medicíny, který mezi laiky stále není tak dobře znám i přes jeho poměrně široké využití.

## 8 Použitá literatura

1. NAŇKA, O., ELIŠKOVÁ, M. *Přehled anatomie*. 1.vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2007. ISBN 978-80-246-1216-4
2. LANG, O., KAMÍNEK, M., TROJANOVÁ, H. *Nukleární kardiologie*. 1.vyd. Praha: Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-481-2
3. HOLIBKOVÁ, A., LAICHMAN, S. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006. ISBN 80-244-1480-5
4. KUPKA, K., KUBINYI, J., ŠÁMAL, M. *Nukleární medicína*. 1.vyd. Praha: P3K, 2007. ISBN 978-80-903584-9-2
5. HUŠÁK, V., *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244

### Zdroje obrázků:

6. ULLMANN, Vojtěch, *AstroNuklFyzika* [online]. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniUcinky.gif>
7. ULLMANN, Vojtěch, *AstroNuklFyzika* [online]. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie4.gif>
8. ULLMANN, Vojtěch, *AstroNuklFyzika* [online]. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>
9. ULLMANN, Vojtěch, *AstroNuklFyzika* [online]. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/DozimetrFilmovy.gif>
10. PIHAN, Roman [online]. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: [http://fotoroman.cz/techniques3/light/rom\\_svetlo\\_3\\_03.gif](http://fotoroman.cz/techniques3/light/rom_svetlo_3_03.gif)
11. HUDEK, František, *Oběhová soustava* [online]. c 2009-2015. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://vyuka.zsjarose.cz/data/swic/lessons/663.jpg>
12. KAMÍNEK, Milan, KORANDA, Pavel, MYSLIVEČEK, Miroslav, *Diagnostika ICHS* [online]. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://vyuka.i-consult.cz/kardiologie/ghtml.php?id=39>
13. KAMÍNEK, Milan, KORANDA, Pavel, MYSLIVEČEK, Miroslav, *Diagnostika ICHS* [online]. [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://vyuka.i-consult.cz/kardiologie/ghtml.php?id=39>

## **9 Přílohy**

Příloha č. 1: přední strana letáku

Přílohy č. 2: zadní strana letáku

## PERFUZNÍ SCINTIGRAFIE

### MYOKARDU

#### ODPOVĚDI NA NEJČASTĚJŠÍ OTÁZKY.

##### V čem vyšetření spočívá?

Perfuzní scintigrafie myokardu je zobrazovací metoda, která poskytuje důležité informace pro diagnózu a způsob léčby kardiovaskulárních onemocnění. Používáme při ní radioaktivní látky, které aplikujeme pacientovi do žíly a poté sledujeme prokrvení srdce. Obrázky srdce pořizujeme nejprve po provedení zátěže na bicyklovém ergometru, který napodobuje jízdu na kole a tím zatěžuje srdce. Zátěžové snímky porovnáváme se snímky srdce v klidu.

##### SPECT, žili gamakamery. Tento

přístroj má dvě desky, které snímají radiofarmakum v srdci. Jsou v pozici stříšky a během vyšetření se okolo pacienta pomalu otáčí. Přístroj není zdrojem záření.

##### Jak bude vyšetření probíhat?

Po vstupu na oddělení nukleární medicíny budete pozváni do vyšetřovny, kde Vás lékař a radiologický asistent obeznámí o průběhu vyšetření. Poté Vám zavedou kanylu na paži a na hrudník připevní několik elektrod EKG, které budou sledovat srdce. Pak budete vyzváni k fyzické zátěži na bicyklovém ergometru, která bude



##### Jaký přístroj se k vyšetření používá?

Vyšetření provádíme za pomoci

postupně nabývat na intenzitě, aby srdce pracovalo naplno. V momentě nejvyšší zátěže Vám lékař přes kanylu aplikuje injekci radiofarmaka, nedělá již nový vpich, použije zavedenou kanylu. Poté je pacient přesunut na vyšetřovací lůžko. Nad hrudníkem budou v těsné blízkosti dvě desky snímající srdce. Po vytvoření obrázků se budete moci obléct a odejít z oddělení. Nyní budete mít zhruba tři hodiny volna, během kterých je doporučen klidový režim. V klidu si sedněte na lavičku a odpočívajte. Po uplynulé době se dostavíte znovu na vyšetřovnu, kde už se rovnou položíte na lůžko a bude se snímat srdce v klidu stejným způsobem jako

první. Po těchto snímcích je vyšetření kompletní.

#### **Jak dlouho vyšetření trvá?**

Pro vyšetření si uvolněte celý den. Samotné vyšetření trvá včetně tří nebo čtyřhodinové pauzy kolem pěti hodin.

#### **Jak se mám na vyšetření připravit?**

Na vyšetření přijďte na lačno. 24 hodin před vyšetřením nekonzumujte kávu, čaj, čokoládu, kakao a banány. Vysaďte léky, dle doporučení Vašeho lékaře (betablokátory, nitráty, agapurin aj.) Pro vyšší komfort při šlapání na bicyklu si můžete vzít s sebou tenisisky. Tež si můžete vzít s sebou nějakou knihu pro zpríjemnění doby

čekání na druhou fázi vyšetření.

#### **Jak se mám chovat po vyšetření?**

Bezprostředně po vyšetření se nedoporučuje přijít do styku s malými dětmi, neboť budete zdravotně zraněni. Druhý den je již riziko velmi malé. Žádné další doporučení nebo omezení není. Následující den se můžete vrátit do normálního denního režimu.