

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Úloha radiologického asistenta při SPECT/CT scintigrafii myokardu

Martin Ducháč

Bakalářská práce

2014

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Martin Ducháč**
Osobní číslo: **Z11096**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Úloha radiologického asistenta při SPECT/CT scintigrafii myokardu**
Zadávatel 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. Sběr informací a studium literatury.
2. Stanovení cílů a metod práce.
3. Konzultace s vedoucím práce.
4. Vypracování teoretické části.
5. Vypracování praktické části.
6. Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

1. VLČEK, P. Praktická cvičení z nukleární medicíny. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2010, 187 s. ISBN 978-802-4618-197
2. HUŠÁK, V. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500
3. KOPECKÝ, M. Somatologie. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 313 s. ISBN 978-802-4422-718
4. MYSLIVEČEK, M. Nukleární medicína. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 131 s. ISBN 978-802-4417-233
5. Věstník MZČR, č. 9/2011. Národní radiologické standardy.

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Jiří Kulří

Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce:


1. října 2012

Termín odevzdání bakalářské práce:

9. května 2014


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 6. března 2013

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen 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 16.3. 2014

Martin Ducháč

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Jiřímu Kulířovi, vedoucímu fyzikálně-elektronického úseku Oddělení nukleární medicíny Fakultní nemocnice Hradec Králové za ochotu, příjemnou spolupráci a mnoho cenných rad a poskytnutých informací při vytváření mé bakalářské práce.

NÁZEV

Úloha radiologického asistenta při SPECT/CT scintigrafii myokardu

ANOTACE

Tato bakalářská práce se věnuje činnostem radiologického asistenta při vyšetření myokardu metodami nukleární medicíny. Je rozdělena do dvou částí, na část teoretickou a část praktickou. V teoretické části jsou uvedeny za pomoci studia odborné literatury důležité informace týkající se dané problematiky. V praktické části je popsána vlastní činnost, kterou provádí radiologický asistent v průběhu vyšetření. Práce je zakončena diskusí.

KLÍČOVÁ SLOVA

scintigrafie, myokard, radiologický asistent, radiofarmakum

TITLE

The role of radiology assistant at SPECT / CT myocardial scintigraphy

ANNOTATION

This thesis deals with activities of radiology assistant during examination of myocardium with methods of nuclear medicine. It is divided into two parts, a theoretical part and practical part. Relevant informations related to this area are described in theoretical part with help of studying the literature. Own work which radiology assistant do during examination is described in practical part. Thesis ends with a discussion on the topic.

KEYWORDS

scintigraphy, myocardium, radiology assistant, radiopharmaceutical

Zkratky

SPECT-single photon emission computed tomography (jednofotonová emisní výpočetní tomografie)

CT-computed tomography (výpočetní tomografie)

EKG- elektrokardiografie

aa.- arteiae

a.- arteria

v.- vena

IZ- ionizující záření

ALARA- As Low As Reasonably Achievable (tak nízké, jak je rozumně dosažitelné- jeden ze základních principů radiační ochrany)

ZIZ- zdroj ionizujícího záření

TF- tepová frekvence

TK- krevní tlak

ED- end diastolický objem

ES- end systolický objem

EF- ejekční frakce

LK- levá komora

RMS- ramus marginalis sinister

SSS- sumed stress score

SRS- sumed rest score

SDS- sumed diference score

PCI- perkutánní koronární intervence

SKG- selektivní koronarografie

FWHM- Full-Width Half-Maximum

HE- high energy

ME- medium energy

LE- low energy

BGO- bismut germanium oxid

LSO- luteciumoxiortosiliát

i.v.- intra venózně

IM- infarkt myokardu

RAO- pravá přední šikmá projekce

LPO- levá zadní šikmá projekce

KP- kontrolované pásmo

SP- sledované pásmo

MDRÚ- místní diagnostické referenční úrovně

PZJ- program zabezpečování jakosti

PM- program monitorování

VHP- vnitřní havarijní plán

RP- radiační pracovník

RO- radiační ochrana

Obsah

Obsah	9
Seznam ilustrací a tabulek	12
Úvod.....	13
Cíl.....	13
I. Část teoretická	14
1. Radiologický asistent.....	14
2. Fyzikální základy.....	16
2.1 Rozlišení druhů záření:.....	16
2.2 Radioaktivní přeměny	16
2.3 Interakce záření s hmotou.....	18
3. Radiační ochrana	20
3.1 Základní pojmy z radiační ochrany	20
3.2 Koncepce radiační ochrany	22
3.3 Základní principy radiační ochrany.....	22
3.4 Zákony.....	22
4. Anatomie srdce	23
4.1 Popis	23
4.2 Stavba srdce	23
4.3 Funkce srdce	24
4.3,1 Srdeční cyklus.....	25
4.3,2 Srdeční automacie	25
5. Detektory v nukleární medicíně	28
5.1 Scintilační krystal	28
5.2 Fotonásobič.....	28
5.3 Počítačový analyzátor.....	29
5.4 Detekční parametry scintilační kamery	30
5.4,1 Prostorová rozlišovací schopnost	30
5.4,3 Citlivost	31
5.4,4 Energetické rozlišení	31
5.4,5 Časové rozlišení.....	31
5.5 Kolimátory.....	31
5.5,1 Rozlišení kolimátorů dle otvorů: paralelní, konvergentní, divergentní, pinhole	

.....	32
5.5,2 Rozdělení kolimátoru podle energie záření gama	33
5.5,3 Rozdělení kolimátorů podle rozlišení a citlivosti	34
5.6 Korekce na absorpci záření	35
6. Vyšetřovací metody	37
6.1 SPECT	37
6.2 PET	40
7. Vyšetřovací metody v nukleární kardiologii.....	42
7.1 Přehled vyšetřovacích metod v klinické kardiologii.....	42
7.2 Zobrazování myokardiální perfuze a funkce jednofotonovou emisní tomografií.....	43
7.2,1 Používaná radiofarmaka	44
7.2,2 Princip zátěžové techniky.....	45
7.2,2-1 Fyzická zátěž.....	46
7.2,2-2 Farmakologická zátěž.....	48
7.2,3 Provedení vyšetření	50
7.2,4 Indikace vyšetření.....	51
7.3 Radionuklidová ventrikulografie	51
7.3,1 Radiofarmaka	51
7.3,2 Indikace k vyšetření.....	52
7.4 Radionuklidová angiokardiografie.....	52
7.4,1 Radiofarmaka	52
7.4,2 Provedení vyšetření	52
7.4,3 Indikace vyšetření.....	53
7.5 Pozitronová emisní tomografie (PET) myokardu	53
8. Onemocnění myokardu	55
8.1 Ischemická choroba srdeční	55
8.1,1 Angina pectoris.....	55
8.1,1-1 Rizikové faktory:.....	55
8.1,1-2 Typy Anginy Pectoris:	55
8.1,1-3 Klinický obraz:	56
8.1,1-4 Diagnostika:.....	56
8.1,2 Infarkt myokardu	56
8.1,2-1 Příčiny:	56
8.1,2-2 Etiopatogeneze onemocnění:.....	56
8.1,2-3 Příznaky:.....	57
8.1,3 Bypass.....	57
8.1,3-1 Indikace:	57
8.1,3-2 Štěpy:.....	57
8.2,1 Kazuistika 1- normální nález	58

8.2,2 Kazuistika 2 nemoc jedné koronární tepny	59
8.2,3 Kazuistika 3 vyšetření viability myokardu	62
II. Část praktická	65
1. Perfúzní scintigrafie myokardu.....	65
2. Radionuklidová kardioangiografie (metoda prvního průtoku).....	69
3. Radionuklidová rovnovážná ventrikulografie	70
III. Diskuze	71
IV. Závěr	73
Seznam použité literatury	74
Přílohy.....	76

Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 1 Stavba srdce [zdroj: 6].....	23
Obrázek 2 Převodní systém srdeční [zdroj: 6].....	26
Obrázek 3 Cévní zásobení srdce [zdroj: 6].....	27
Obrázek 4 Schéma scintilačního detektoru [zdroj: 7].....	29
Obrázek 5 výměnné kolimátory [zdroj: autor]	33
Obrázek 6 kolimátorů [zdroj: 7]	35
Obrázek 7 princip SPECT a CT [zdroj: 4].....	37
Obrázek 8 SPECT přístroj [zdroj: autor]	40
Obrázek 9 rozmístění elektrod [zdroj: autor].....	46
Obrázek 10 znázornění usazení a monitorování pacienta pacienta [zdroj: autor]	48
Obrázek 11 bicyklový ergometr [zdroj: autor]	48
Obrázek 12 zátěžový perfuzní SPECT- normální nález [zdroj: 8]	58
Obrázek 13 standartní orientace tomografických řezů při SPECTu myokardu [zdroj: 8].....	59
Obrázek 14 dipyridamol stress/rest 99mTc-MIBI SPECT s parciálně reverzibilním defektem perfuze na boční stěně [zdroj: 8].....	60
Obrázek 15 gated SPECT 3D [zdroj: 8]	61
Obrázek 16 stress/rest MIBI SPECT [zdroj: 8]	62
Obrázek 17 gated SPECT 3D [zdroj: 8]	63
Obrázek 18 pozice pacienta při perfuzní SPECT myokardu [zdroj: autor]	66
Obrázek 19 rozmístění třech elektrod při SPECT [zdroj: autor]	67
Obrázek 20 tři elektrody používané při SPECT [zdroj: autor]	67
Tabulka 1 [zdroj: 10].....	43

Úvod

Jako téma mé bakalářské práce jsem si vybral úlohu radiologického asistenta při SPECT/CT vyšetření myokardu, protože onemocnění kardiovaskulárního systému jsou nyní velice rozšířená a jsou také jednou z hlavních příčin úmrtí ve většině vyspělých zemí. Pomocí metod nukleární medicíny můžeme lépe zhodnotit onemocnění myokardu, což má velký vliv na následnou léčbu a zvládnutí onemocnění. Lze jej vyšetřovat několika způsoby. V mé bakalářské práci proto popíšu více druhů vyšetření.

Do teoretické části jsem zahrnul důležité informace nezbytné k pochopení problematiky a podstaty vyšetření. Informace do této části jsou čerpány z odborné literatury, jejíž seznam je v práci uveden.

V praktické části jsem pak popsal několik hlavních vyšetření myokardu v nukleární medicíně a úlohu radiologického asistenta při nich. Tuto část práce jsem sepsal ze zkušeností z praxe a informací od pracovníků na oddělení nukleární medicíny.

Cíl

Cílem této práce je poskytnout čtenáři základní informace v oblasti anatomie srdce, vysvětlit kdo to je radiologický asistent, poskytnout fyzikální základy k tématu včetně pojmů z radiační ochrany, seznámit ho s některými chorobami srdce a jak se vyšetřují. Hlavním cílem je však popsat úlohu radiologického asistenta při SPECT/CT vyšetření myokardu.

I. Část teoretická

1. Radiologický asistent

S rozvojem radioterapie, radiodiagnostiky a nukleární medicíny v lékařství nastala potřeba kvalifikovaného a specializovaného personálu. Z toho důvodu vznikl nový obor s názvem radiologický asistent. Činnost radiologického asistenta je upravena zákonem č. 96/2004 Sb. v platném znění a vyhláškou č. 55/2011 Sb. o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků, konkrétně paragraf 7, která vyšla ve Sbírce zákonů dne 14. března 2011 a kterou se zrušuje vyhláška č. 424/2004 Sb.

§ 7

“Radiologický asistent vykonává činnosti podle § 3 odst. 1 a dále bez odborného dohledu a bez indikace může

a) provádět a vyhodnocovat zkoušky provozní stálosti zdrojů ionizujícího záření a souvisejících přístrojů ve všech typech zdravotnických radiologických pracovišť,

b) zajišťovat, aby lékařské ozáření nebylo v rozporu se zásadami radiační ochrany, a v rozsahu své odborné způsobilosti vykonávat činnosti při zajišťování optimalizace radiační ochrany, včetně zabezpečování jakosti,

c) vykonávat činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, pokud splní požadavky jiného právního předpisu,

d) provádět specifickou ošetrovatelskou péči poskytovanou v souvislosti s radiologickými výkony,

e) přejímat, kontrolovat a ukládat léčivé přípravky, manipulovat s nimi a zajišťovat jejich dostatečnou zásobu,

f) přejímat, kontrolovat a ukládat zdravotnické prostředky a prádlo, manipulovat s nimi a zajišťovat jejich dezinfekci a sterilizaci a jejich dostatečnou zásobu.

Radiologický asistent může provádět jako aplikující odborník v obecně odůvodněných případech stanovených standardy bez odborného dohledu na základě požadavku indikujícího lékaře jednotlivé lékařské ozáření, a to

a) skiagrafické zobrazovací postupy včetně screeningových,

b) peroperační skiaskopii,

c) kostní denzitometrii;

a nese za ně klinickou odpovědnost.

Radiologický asistent může provádět bez odborného dohledu na základě požadavku indikujícího lékaře a na základě indikace lékaře, který je aplikujícím odborníkem, praktickou část jednotlivého lékařského ozáření, především jeho konkrétní provedení. Přitom může

a) provádět radiologické zobrazovací postupy používané při lékařském ozáření,

b) asistovat a instrumentovat při postupech intervenční radiologie,

c) provádět léčebné ozařovací techniky,

d) provádět nukleárně medicínské zobrazovací i nezobrazovací postupy,

a za tuto část přebírá klinickou odpovědnost.

Radiologický asistent bez odborného dohledu na základě indikace lékaře může

a) provádět léčebné a zobrazovací výkony, které využívají jiné fyzikální principy než ionizující záření,

b) aplikovat léčivé přípravky nutné k provedení výkonů podle písmene a) nebo podle odstavce 2 trávícím traktem, dýchacími cestami,

formou podkožních, kožních a nitrosvalových injekcí.

Radiologický asistent může aplikovat pod odborným dohledem lékaře intravenózní léčiva nutná k realizaci postupů podle odstavce 2 nebo odstavce 3 písm. a).

Radiologický asistent může vykonávat pod odborným dohledem radiologického fyzika se specializovanou způsobilostí v radioterapii dílčí činnosti při plánování radioterapie.“

[citace: Česká republika. Vyhláška č. 55/2011Sb. Ze dne 14. března 2011 o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. § 7 In: Sbírka zákonů České republiky. 2011 částka20. Dostupný také z:

<http://portal.gov.cz/app/zakony/zakonPar.jsp?idBiblio=73877&nr=55~2F2011&rpp=15#local-content>]

2. Fyzikální základy

Při radiodiagnostických, radioterapeutických výkonech a v nukleární medicíně se radiologický asistent setkává s různými druhy záření, a tudíž je potřeba, aby znal některé pojmy a zákony z oblasti fyziky a radiační ochrany.

Záření je šíření energie prostorem (pouze některá jsou součástí radiačních přeměn). Lze je dělit dle místa vzniku (atomové jádro nebo elektronový obal), fyzikální podstaty, účinku na látku, aj.

2.1 Rozlišení druhů záření:

Dle fyzikální podstaty

Korpuskulární (částicové) - elektrony, pozitrony, alfa částice, neutrony,...

Elektromagnetické (fotonové) - radiové vlny, infračervené záření, viditelné světlo, ultrafialové záření, rentgenové záření, gama záření

Podle způsobu ionizace

Přímo ionizující = elektricky nabitě částice dávají přímo vzniknout iontům. Dělí se na těžké částice (protony, alfa částice, deuterony,...) a na lehké částice (elektrony, pozitrony).

Nepřímo ionizující = částice bez náboje - nemohou přímo ionizovat. Interagují s látkou tak, že uvolňují přímo ionizující částice (protony, elektrony)- vznik sekundárně nabitých částic. Dělí se na nenabitě částice (neutrony) a na fotony (gama záření, RTG). [1]

2.2 Radioaktivní přeměny

Radioaktivita je samovolná přeměna jader nestabilních izotopů jednoho chemického prvku v jádra izotopů jiného prvku, za současného uvolňování energie.

Přeměna α

Mateřské jádro vyzáří částici α (2 protony a 2 neutrony) a posune se v Mendělejevově tabulce o dva prvky doleva. Přebytek energie mateřského jádra se uvolní ve formě kinetické energie, většinu odnáší částice α , protože je vůči dceřinému jádru lehká (asi 2% připadne na dceřiné jádro). Energetické spektrum přeměny α je čárové. Dosah částic α je krátký (částice je těžká a nabitá), a proto jsou vhodné pro terapii. [1]

Přeměna β^+

K rozpadu β^+ dochází u jader s přebytkem protonů. Proton se přemění na neutron, kladně nabitý pozitron a neutrino. Dceřiný prvek má protonové číslo o jedna menší, a tak se posune v Mendělejevově tabulce prvků doleva. Energetické spektrum přeměny β^+ je spojité. Dosah pozitronu ve tkáni je maximálně 2 mm a poté se spojí s elektronem za vzniku dvou kvant anihilačního záření o energii 511 keV. V terapii nemá moc význam, ale hodí se pro diagnostiku, jelikož kvanta anihilačního záření opouštějí místo svého vzniku protisměrně. Toho se využívá při pozitronové emisní tomografii, ale o té budu psát níže.

Přeměna β^-

K rozpadu β^- dochází u jader s přebytkem neutronů. Neutron se rozdělí na kladně nabitý proton zůstávající v jádře a záporně nabitý elektron, který je emitován z jádra a současně jádro vysílá malou neutrální částici – neutrino. Dceřiný prvek má protonové číslo o jedna větší. Energetické spektrum přeměny β^- je spojité. Dceřiné jádro má o jeden proton více, v Mendělejevově tabulce se proto posune o jedno místo doprava. Dosah ve tkáni je několik mm. Vhodné pro terapii.

Elektronový záchyt

K elektronovému záchytu dochází u jader, která mají nedostatek neutronů a řeší to zachycením elektronu z valenčních sfér atomů (obvykle ze slupky K nebo L) a spojení s protonem za vzniku neutronu a emise záření gama a neutrina. Protonové číslo dceřiného prvku se zmenší o jedno. Na místo původního elektronu se přeskokem dostane elektron z vyšší orbity a přitom se uvolňuje kvantum rentgenového záření. Dceřiný prvek má protonové číslo o jedna menší a tak se posune v Mendělejevově tabulce prvků doleva.

Izomerní přechod

Tímto způsobem se přeměňují jádra, která jsou v energeticky metastabilním stavu za současné emise kvanta gama záření. Protonové a nukleonové číslo se nemění. [7]

2.3 Interakce záření s hmotou

Ionizující záření ztrácí při průchodu látkou svou energii. Způsob ztráty energie záření závisí na

druhu záření.

alfa částice - specifická lineární ionizace

elektrony - excitace, ionizace, brzdné záření

gama záření - fotoelektrický jev (do 150 keV)

- Comptonův rozptyl (150 – 500 keV)

- tvorba elektron-pozitronových párů (0.5 – 5 MeV) [7]

Ionizace

Ionizace je proces, při kterém se z elektricky neutrálního atomu stává částice nabitá-ion.

Ionizující záření je takové záření, které při interakci s látkou narušuje její původní chemickou podstatu a dává vzniknout nabitým částicím (iontům).

Excitace

Je-li energie předaná elektronu v atomovém obalu relativně malá a stačí jen k "vyzdvižení" elektronu na vyšší energetickou hladinu, jedná se o proces excitace atomů. Excitovaný (vzbuzený) stav atomu není stálý - vzápětí přeskočí elektron zpět na původní hladinu – nastane deexcitace, přičemž rozdíl energií se vyzáří ve formě fotonu elektromagnetického záření. Při excitaci elektronů na vnějších slupkách je emitováno viditelné světlo, na středních UV záření, při excitaci na vnitřních slupkách pak fotony charakteristického rentgenového záření. [1]

Brzdné záření

Při průchodu rychlých nabitých částic látkou dochází vlivem Coulombické interakce s elektronovými obaly a s jádry atomů ke změnám rychlostí a směru pohybu částic - k jejich rozptylu. Rozptyl nabité částice na atomech pod velkým úhlem způsobí velkou a rychlou změnu vektoru rychlosti s časem, tj. velké "zrychlení" částice, což vede k emisi elektromagnetického záření - fotonů tzv. brzdného záření X či γ se spojitým spektrem.[1]

Fotoelektrický jev

Foton dopadne na vnitřní slupku elektronového obalu jádra a vyrazí elektron. Vzniká tak "díra" do které přestoupí elektron z vyšších vrstev, při tomto přestupu se vyzáří kvantum charakteristického rentgenového záření.[1]

Comptonův rozptyl

Pokud se fotonové záření γ "srazí" s elektronem buďto volným, nebo jen slabě vázaným (energie fotonu musí být podstatně větší než vazbová energie elektronu v atomu), předá mu jen část své energie, pružně se "odrazí" od tohoto elektronu a bude pokračovat ve svém pohybu ve změněném směru a s nižší energií. Energie rozptýleného fotonu je závislá na úhlu rozptylu - čím větší úhel rozptylu, tím více energie foton ztratí (a tím více jí získá odražený elektron). [1]

Tvorba elektron-pozitronových párů

Pokud do látky vletí foton záření γ o dostatečně vysoké energii může se foton γ přeměnit na dvojici částic elektron+ pozitron. Z této dvojice zůstává v látce jako trvalá částice jen elektron. Pozitron po zabrzdění anihiluje s některým z dalších elektronů za vzniku dvou fotonů záření γ o energii 511keV, jak již bylo výše popsáno u záření β^+ . Proces tvorby elektron-pozitronových párů se nejvíce uplatňuje při vysokých energiích záření γ a u látek s vysokým protonovým (atomovým) číslem.[1]

3. Radiační ochrana

Je systém organizačních a technických opatření k omezení ozáření fyzických osob a ochraně životního prostředí. Organizační opatření se týkají hlavně následujících oblastí: povolení k nakládání se zdrojem IZ, dokumentace (PZJ, PM, VHP...), soustavný dohled nad RO, KP, SP, lékařské prohlídky RP, monitorování..., místní radiologický fyzik, místní radiologické standardy, MDRÚ, archivace parametrů vyšetření, systém technických opatření.

Z hlediska technických opatření se má sledovat, měřit, hodnotit, ověřovat a zaznamenávat skutečnosti, parametry a vlastnosti důležité z hlediska radiační ochrany.

V § 69 a § 72 vyhl. 307/2002 Sb. ve znění vyhl. 499/2005 Sb. jsou pak stanoveny důležité veličiny, parametry a skutečnosti týkající se zdrojů ionizujícího záření, jež mají být pravidelně ověřovány.

3.1 Základní pojmy z radiační ochrany

Aktivita

Charakterizuje zdroje ionizujícího záření a je to počet přeměn (radioaktivních rozpadů) za jednotku času. Jednotkou je 1Bq. [1]

Poločas přeměny

Charakterizuje zdroj ionizujícího záření. Je to čas, za který se přemění právě polovina jader daného radionuklidu.[1]

Absorbovaná dávka

Charakterizuje příjemce ionizujícího záření a je to energie 1 Joulu absorbovaná v 1 kilogramu látky. Je ovlivněna časem expozice, vzdáleností od zdroje a stíněním. Jednotkou je 1 Gy (Gray). [1]

Dávkový příkon

Energie odpovídá přírůstku dávky za jednotku času. Intenzita záření klesá se čtvercem vzdálenosti. (intenzita záření= 1/(vzdálenost). Jednotka 1Gy/s [1]

Lineární přenos energie na jednotku dráhy (LET)

Je důležitou vlastností, která je úzce spjata s doletem (pronikavostí) IZ v tkáni. Velikost předané energie je přímo úměrná míře vyvolané ionizace. Je definována jako podíl změny energie na vzdálenost, kterou ionizující částice prošla daným prostředím.[1]

Radiační váhový faktor W_r

Je to bezrozměrné číslo definováno pro jednotlivé druhy záření. Vyjadřuje míru jejich účinku

bez ohledu na to, o jakou tkáň se jedná.[1]

Ekvivalentní dávka

Udává informaci o dávce absorbované v orgánu nebo tkáni a zároveň zohledňuje biologickou účinnost daného typu záření. Je vyjádřena součinem radiačního váhového faktoru a střední absorbované dávky v orgánu nebo tkáni pro ionizující záření (jestliže je pole IZ složeno z více druhů energií, pak je vyjádřena součtem součinů všech zapojených typů záření). Jednotkou je 1 Sievert, který stejně jako jednotka dávky odpovídá energii 1 Joulu absorbované v 1kg látky. Ekvivalentní dávka je vždy stanovena za účelem zhodnocení rizika rozvoje deterministických účinků záření.[1]

Jakostní činitel (Q)

Jakostního činitele Q vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Hodnoty Q plní stejnou funkci jako hodnoty radiačního váhového faktoru W_r , který na rozdíl od jakostního činitele Q, zohledňuje i další okolnosti ozáření. Z toho důvodu nejsou hodnoty Q a W_r zcela identické.[1]

Dávkový ekvivalent (H)

Je součinem absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q, jež zohledňuje biologickou účinnost daného typu záření. Je vyjádřena součinem jakostního činitele a absorbovaná dávky v uvažovaném bodě pro IZ. Jednotkou je Sievert.[1]

Osobní dávkový ekvivalent $H_p(d)$

Je dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně d . V radiační ochraně jsou nejdůležitější osobní dávkové ekvivalenty v hloubce 0,07mm (tzv. mělký) a v hloubce 10mm (tzv. hluboký), ve kterých jsou stanoveny odvozené limity ozáření. Jednotkou je Sievert.[1]

Tkáňový váhový faktor

I přesto, že dvě různé tkáně (orgány) v organismu obdrží stejnou ekvivalentní dávku, není jejich odpověď na ozáření shodná. Jednotlivé tkáně se významně liší svou vnímavostí (radiosenzitivitou) vůči ionizujícímu záření. Vnímavost je dána rizikem rozvoje stochastických účinků (indukce nádorového zvratu) v důsledku ozáření. Uvažujeme-li, že homogenní celotělové ozáření je příčinou vzniku určitého počtu stochastických událostí v organismu, pak lze pravděpodobnost jejich rozvoje v jednotlivých orgánech rozdělit na násobky, jejichž hodnota je závislá na radiosenzitivitě orgánů a součet je roven jedné. Těmito násobky jsou tzv. tkáňové váhové faktory - bezrozměrné veličiny, jejichž hodnota byla stanovena experimentálně. [1]

Efektivní dávka (He)

Tato veličina podává souhrnnou informaci o absorbované dávce záření, typu záření a radiosenzitivitě ozářené tkáně. Je dána součinem tkáňového váhového faktoru a ekvivalentní dávky. Hodnota efektivní dávky absorbované v daném orgánu či v celém organismu (suma efektivních dávek všech orgánů) je určující při hodnocení rizika indukce stochastických účinků záření. Jednotkou je Sievert.[1]

Kolektivní efektivní (ekvivalentní) dávka

Je součet efektivních, popř. ekvivalentních dávek všech jednotlivců v určité skupině. Jednotkou je Sievert. [1]

3.2 Koncepce radiační ochrany

Úplné vyloučení deterministických účinků a omezení pravděpodobnosti vzniku stochastický účinků na míru pokládanou za přijatelnou pro jednotlivce a společnost. I když lékařské ozáření nepodléhá limitům, byly pro něj stanoveny diagnostické referenční úrovně, u kterých se předpokládá, že při standardních vyšetřeních nebudou překračovány (při opakovaném překročení se povede vyšetřování přičin). Indikační kritéria pro zobrazovací metody nalezneme ve Věstníku ministerstva zdravotnictví České republiky č. 11/2003. Radiologický asistent zajišťuje, aby lékařské ozáření nebylo v rozporu se zásadami radiační ochrany, podílí se na její optimalizaci, včetně zabezpečování jakosti. [1]

3.3 Základní principy radiační ochrany

Zdůvodnění činnosti zdrojů IZ (přínos musí být vždy větší než potenciální riziko).

Optimalizace (princip ALARA, porovnávají se náklady na opatření ke zvýšení radiační ochrany, s finančním ohodnocením očekávaného snížení ozáření).

Limitování dávek (vyhláškou č. 307/2002 Sb. jsou stanoveny limity (mezní hodnoty) ozáření, které nesmí být překročeny)

Zajištění bezpečnosti zdrojů (musí být zajištěna bezchybnost jejich technického stavu a na pracovišti musí být uplatňována opatření zamezující zneužití ZIZ). [1]

3.4 Zákony

Radiologický asistent se musí v oblasti radiační ochrany řídit platnými zákony a předpisy.

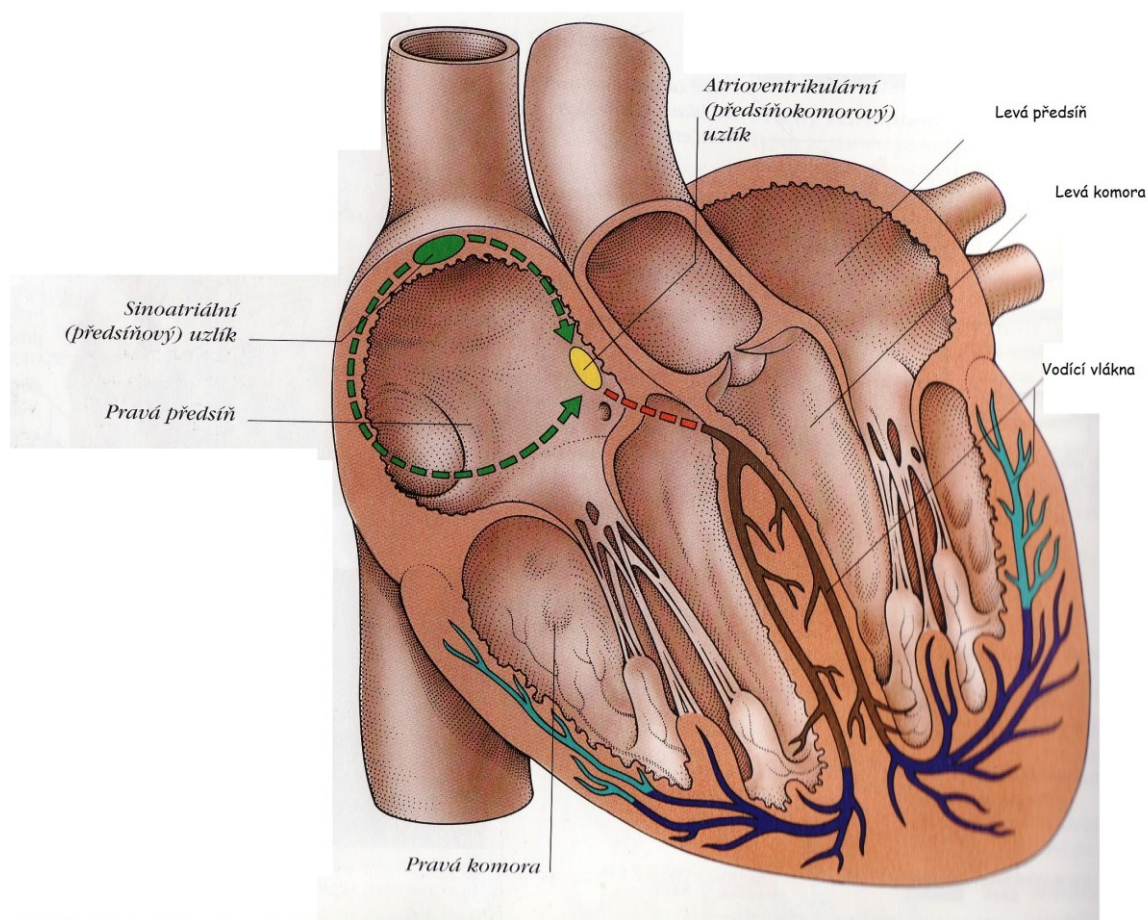
Mezi hlavní zákony patří tzv. "atomový zákon" - zákon č. 18/1997 Sb. O mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření a o změně a doplnění některých zákonů. Dále vyhláška č. 307/2002 Sb. O radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. [1]

4. Anatomie srdce

4.1 Popis

Srdce (cor) je nepárový dutý svalnatý orgán tvaru nepravidelného kužele, který je uložen v dutině hrudní. Jeho velikost odpovídá přibližně pěsti člověka, jemuž patří. Hmotnost srdce dospělého člověka je přibližně mezi 230- 340 gramy. Srdce je uloženo v mezihrudí (mediastinu), což je prostor v hrudní dutině mezi dvěma plícemi, bránicí, kostí hrudní a hrudní částí páteře. Tento prostor obsahuje řadu orgánů- srdce, aortu, jícen, nervy, brzlík, průdušnici. Srdce je uloženo tak, že dvě třetiny zasahují do levé a jedna třetina do pravé poloviny hrudníku, dolní plochou se dotýká bránice. Na srdci rozlišujeme bázi srdeční (basis cordis) která je obrácena vzhůru, vpravo a dozadu. A srdeční hrot (apex cordis), který směřuje doleva, dolů a dopředu a je nejpohyblivější částí srdce. Úder srdečního hrotu je maximálně hmatný ve 4. nebo v 5. mezižebří vlevo od hrudní kosti, 1-2 cm dovnitř od medioklavikulární čáry (kolmice vedená středem klíční kosti). [2]

4.2 Stavba srdce



Obrázek 1 Stavba srdce [zdroj: 6]

Srdeční stěna je tvořena třemi vrstvami: vnitřní, střední, vnější. Na povrchu je srdce kryto vazivovým obalem přísrdečníkem (epikardem), který přechází i na začátek velkých cév. Od těchto cév se odděluje a vytváří vazivový vak, osrdečník (perikard), ve kterém je srdce uloženo. Mezi epikardem a perikardem je nepatrný prostor, který je vyplněn malým množstvím čiré tekutiny, která zvlhčuje stěny, činí je kluzkými, a usnadňuje tak pohyby srdce. Pod epikardem se nachází střední vrstva, která je tvořena srdeční svalovinou (myokardem). Svalová stěna srdečních síní je tenčí, srdečních komor silnější. Vnitřní vrstva srdce je vystlána vazivovou nitroblánou srdeční (endokardem) se stejnou stavbou buněk jako je endotel v cévách, která přechází v srdeční chlopně. Srdce má čtyři dutiny: dvě síně (atria cordis) a dvě komory (ventriculi cordis). Svislá svalová přepážka (septum cordis) rozděluje srdce na pravou a levou část. Mezi pravou síní a pravou komorou se nachází trojcípá chlopeň (valva tricuspidalis). Levou síň odděluje od levé komory dvojčípá chlopeň (valva bicuspidalis nebo mitralis). Cípy chlopní jsou nálevkovitě vpáčené do komor. Chlopně usměřňují průtok krve jen jedním směrem, a to ze síní do komor. To je umožněno jejich spojením se šlašinkami (chordae tendinae), které se upínají na kuželovité papilární svaly (mm. papilares). [2]

4.3 Funkce srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který slouží jako pumpa, která vhání krev do sítě cév v těle, která zásobuje tkáň a orgány životně nezbytným kyslíkem a živinami z trávicího ústrojí či tělesných zásob a odvádí z nich zplodiny látkové výměny k vylučovacím orgánům. Pomocí srdeční pumpy rozvádí krev po těle teplo (ohřev chladnějších částí a uvolňování tepla do okolí), účastní se na látkovém řízení funkcí organismu (transport vitamínů, hormonů a dalších látek), udržuje stálé vnitřní prostředí (Ph, osmotický tlak,...) a jiné funkce.

Průtok krve srdečními dutinami

Do pravé síně přitéká odkysličená krev horní a dolní dutou žílou (vena cava superior et inferior). Z pravé předsíně je krev vypuzena do pravé komory a po jejím smrštění plicnicovým kmenem (truncus pulmonalis), který se pod obloukem aorty dělí v pravou a levou plicní tepnu (arteria pulmonalis dextra et sinistra), odvedena do plic. Na začátku plicnicového kmene je poloměsíčitá chlopeň (valva trunci pulmonalis). Tato chlopeň zabraňuje zpětnému toku krve do pravé komory. Z plic se vrací okysličená krev do levé srdeční síně čtyřmi plicními žilami (venae pulmonales). Při kontrakci levé srdeční síně krev vtéká do levé srdeční komory. Z levé komory začíná srdečnice (aorta), kterou je krev

rozváděna po celém těle. Také srdečnice má na svém začátku poloměsíčitou chlopeň aortální (valva aortae), která brání zpětnému toku krve do levé komory. [6]

4.3,1 Srdeční cyklus

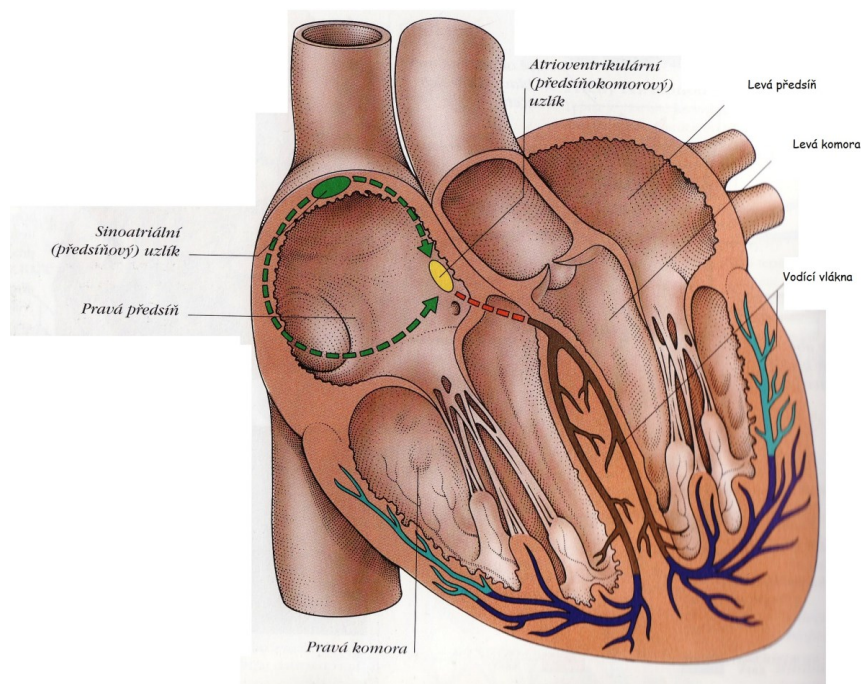
Srdce funguje jako svalová pumpa, jejíž dutiny se postupně plní krví a následně se vyprazdňují. Základem jeho rytmické činnosti je střídání stahu (systola) a ochabnutí (diastola) srdečního svalu. Při ochabnutí pravé srdeční síně dojde k jejímu naplnění krví z horní a dolní duté žíly. Následuje kontrakce pravé síně, otevře se trojcípá chlopeň a dojde k vypuzení krve do pravé komory, která je odevřená v diastole. Pak dojde k uzavření trojcípé chlopně, otevře se poloměsíčitá chlopeň a krev je vypuzena do plicní tepny (arteria pulmonalis), která se dělí na 2 plicní tepny a krev směřuje do plic, kde se okyslíčí. Po okysličení krve v plicích se vrací čtyřmi plicními žilami (venae pulmonae) do levé síně, která je v diastole (poloměsíčité chlopně jsou otevřeny a dvojcípá chlopeň uzavřena). Poté dojde k uzavření poloměsíčitých chlopní a otevře se chlopeň dvojcípá, levá síň se stáhne a vypudí krev do levé komory (která je v diastole). Z levé komory (po uzavření dvojcípé chlopně a otevření půlměsíčité chlopně) je krev vehnána do aorty a z ní do velkého krevního oběhu. Jeden cyklus srdeční činnosti, tj. systola a diastola síní a komor nazýváme srdeční revoluce. [2]

Srdce dospělého člověka se v klidu stahuje asi 70 x za minutu (u dětí 100-120 za minutu). Při každém stahu je do srdečnice a plicní tepny vstříknuto po 60-80 ml krve (tzv. systolický objem srdeční). Není to však veškeré množství krve, které bylo před systolou v komoře. Na konci systoly zůstává v každé komoře asi 40- 50 ml krve. Jde o tzv. reziduální objem srdeční neboli zbytkovou krev. Za normálních okolností se srdce stáhne přibližně 70 x za minutu (normální tepová frekvence neboli počet pulzů). Tepová frekvence je počet stahů za minutu. Celkově každá komora vypudí za jednu minutu cca 5,5l krve levou komorou a stejné množství komorou pravou. Jde o tzv. minutový objem srdeční. Jeho hodnota je podstatně vyšší při nadměrné svalové námaze, například při sportu. Minutový objem srdeční pak může dosáhnout až 30 - 40 l. Tepová frekvence nad 90 za minutu se nazývá tachykardie, pod 60 je to pak bradykardie. [2]

4.3,2 Srdeční automatice

Srdeční svalovina pracuje automaticky a je řízena impulzy, které vznikají přímo v srdci. Jedná se o tzv. převodní systém srdeční, což jsou speciální svalová vlákna myokardu, která odpovídají na elektrický podnět vzruchem, vedou jej a případně ho i samovolně tvoří. Tato srdeční vlákna téměř postrádají schopnost stahovat se. Za normálních okolností vzniká vzruch

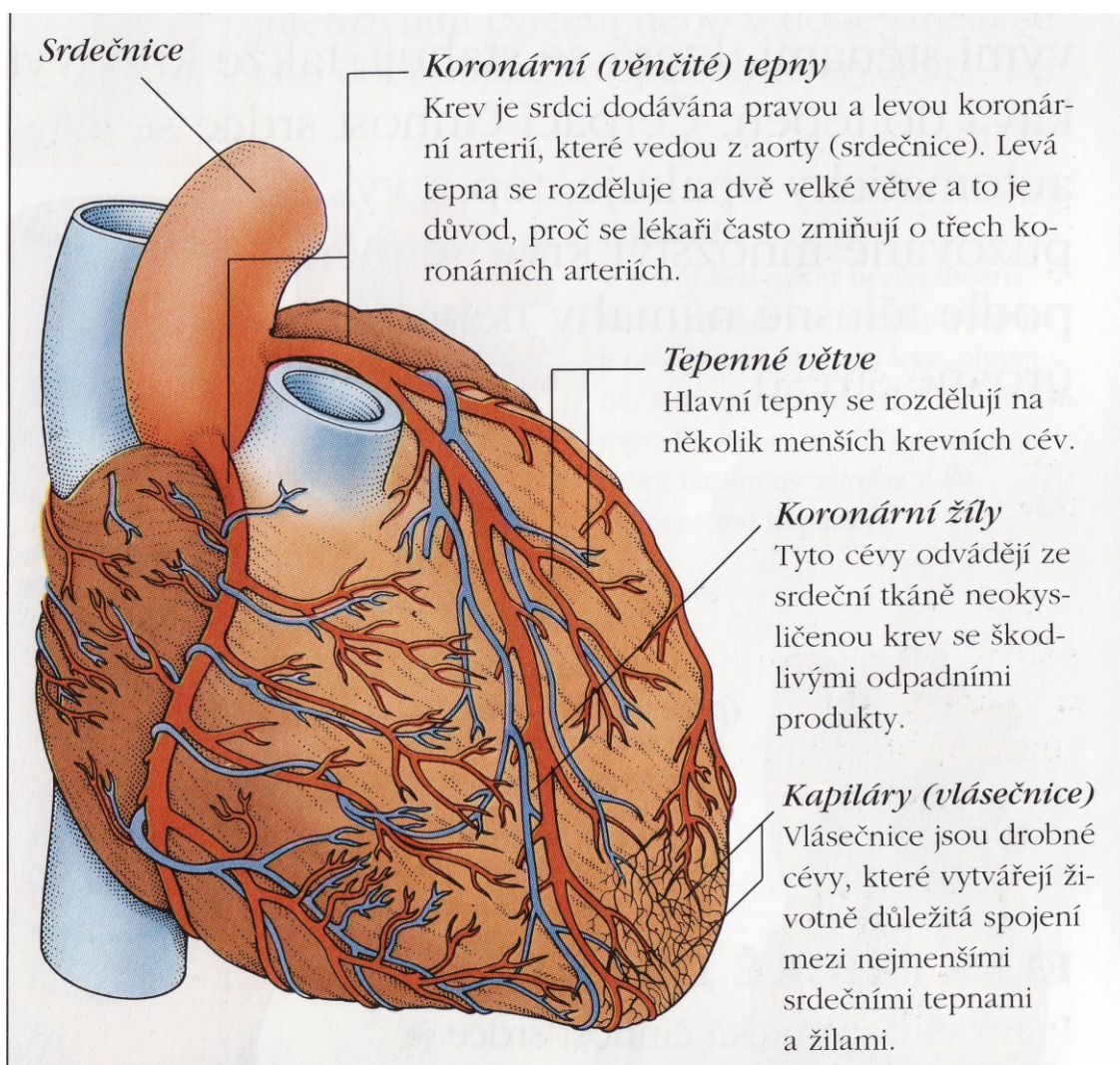
v sinusovém uzlu (sinoatriální uzel), který leží ve stěně pravé předsíně blízko ústí horní duté žíly. Odtud se vzruch šíří po celém myokardu předsíní a dochází k systole síní. Klidový srdeční rytmus určuje sinoatriální uzel, který vysílá asi 70 impulzů za minutu. Vzruchy jsou dále převáděny k síňokomorovému uzlu (atrioventrikulární uzel), který se nachází na rozhraní pravé síně a pravé komory, v zadním úseku srdeční přepážky. Atrioventrikulární uzel vysílá 40 - 50 impulzů za minutu. Do mezikomorového septa se vzruch dostává Hisovým svazkem, pokračuje Tawarovými raménky a dalším větvením až do sítě Purkyňových vláken. Tím dochází k poměrně rychlému podráždění komor v celém jejich rozsahu a následné systole komor. Při činnosti srdce vznikají elektrické potenciály, které lze snímat elektrodami umístěnými na hrudník a končetiny. Výsledný záznam o průběhu činnosti srdce se nazývá elektrokardiogram (EKG), který je důležitý pro diagnostiku poruch činnosti srdce. Srdce je inervováno též vlákny autonomních (vegetativních) nervů. Tyto nervy pouze regulují rychlost srdeční činnosti. Jedná se o sympatikus, který srdeční činnost zrychluje, a parasympatikus který ji zpomaluje. Nadřazená nervová centra jsou umístěna v prodloužené míše a mostu. Do center v prodloužené míše jsou vysílány signály o výši krevního tlaku z čidel (baroreceptorů), které jsou umístěna v oblouku aorty, v rozvětvení krkavic, při ústí dutých žil a v srdci. Z toho vyplývá, že při nízkém krevním tlaku je nízká frekvence signálů z čidel. Centrum na danou situaci odpovídá signály ke zvýšení srdeční akce a k zúžení cév. Při vysokém krevním tlaku je frekvence signálů přiváděných do centra vysoká, centrum prostřednictvím parasympatiku zpomalí srdeční akci a zajistí rozšíření cév. [2]



Obrázek 2 Převodní systém srdeční [zdroj: 6]

Krevní tlak je vytvářen činností srdce, které krev vypuzuje do krevního oběhu. Závisí na odporu cévního řečiště (průsvit cév a jejich pružnosti) a na množství cirkulující krve. V průběhu srdeční revoluce krevní tlak kolísá od maxima při srdeční systole po minimum při diastole. Nejvyšší naměřenou hodnotu nazýváme systolický tlak, nejnižší diastolický tlak. [6]

Výživu a okysličení srdce zajišťují aa. Coronariae (a. coronaria dextra et sinistra). Jsou to první větve aorty, vycházejí z bulbus aortae (sinus aortae dexter et sinister). Probíhají vlnovitě po povrchu srdce obaleny v řídkém vazivu a tuku. Těsně na ně naléhá epikard. Tyto tepny jsou konečné (mají jen funkčně nedostatečné anebo žádné anastomózy mezi sebou), takže při jejich uzavěru dochází k ischemii tkáně v průběhu uzavřeného povodí. [6]



Obrázek 3 Cévní zásobení srdce [zdroj: 6]

5. Detektory v nukleární medicíně

Důležitou součástí při scintigrafii myokardu je detektor gama záření, pomocí něhož získáváme obrazy, které nám ukáží distribuci radiofarmaka v organismu.

Scintilační detektor založený na principu excitace atomů detekční látky a určený pro záznam fotonového záření se sestává ze tří částí: scintilačního krystalu, fotonásobiče a elektronické aparatury včetně registračního zařízení (počítač). [4]

5.1 Scintilační krystal

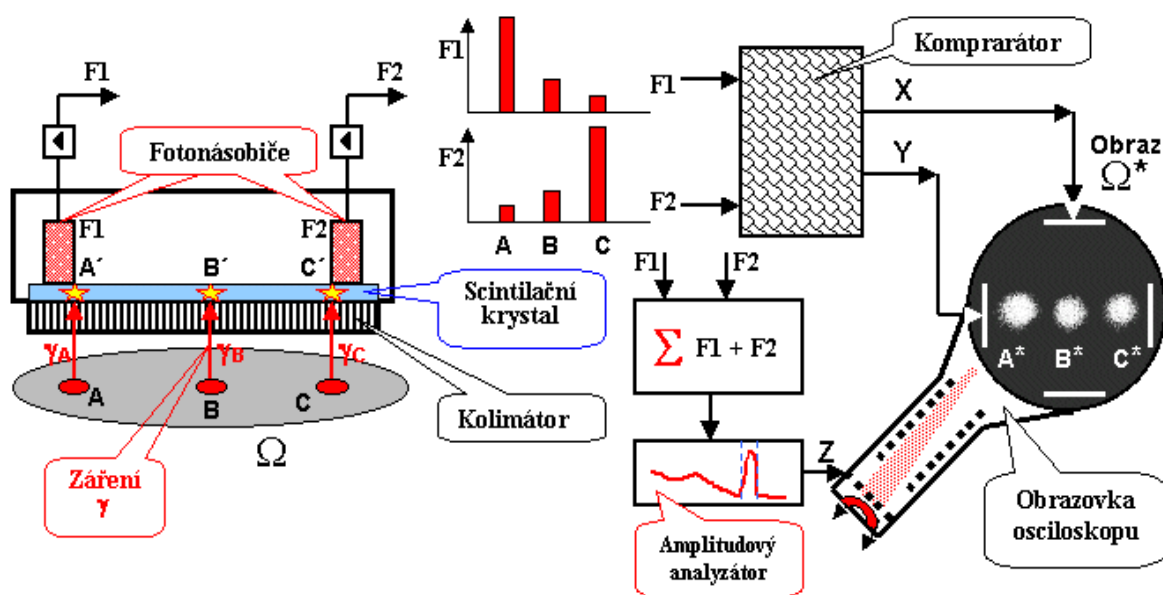
Gama záření se mimo jiné v nukleární medicíně registruje pomocí scintilačních krystalů. Jako detekční látka se v těchto krystalech používá nejčastěji jodid sodný aktivovaný thaliem NaI (Tl). Malá příměs thalia zvyšuje světélkování (luminiscenci) při interakci fotonu záření gama s krystalem. Při vstupu fotonu do scintilační látky dojde k interakci s atomy krystalu a to fotoefektem a nebo Comptonovým jevem, při nichž se uvolňují elektrony, jež způsobují excitaci atomů krystalu s následným vznikem scintilací viditelného světla. V důsledku vysoké hustoty krystalu se v něm absorbuje záření gama velmi intenzivně. Důležitou vlastností scintilačního krystalu je, že počet fotonů viditelného světla v jednom záblesku a tedy i výška impulzů na výstupu fotonásobiče je přímo úměrná energii, kterou foton záření gama ztratil v krystalu. Velikost a tvar scintilačního krystalu závisí na aplikaci, pro kterou se přístroj používá. [4]

5.2 Fotonásobič

Záblesky viditelného světla pokračují do následující části detektoru a to do fotonásobiče. Ve fotonásobiči se přeměňují záblesky viditelného světla na elektrické impulzy. Při interakci fotonu viditelného světla s fotokatodou fotonásobiče vznikne fotoelektron, který dopadne na první dynodu a způsobí emisi dvou až tří sekundárních elektronů. Sekundární elektrony dopadají na další dynodu a jejich počet se tím znásobí. Takto se elektrony znásobí ještě na několika dynodách a výsledkem je, že na anodu fotonásobiče dopadne 10^6 elektronů a více, což má za následek dobře měřitelný elektrický impulz na výstupu fotonásobiče. Zdroj vysokého napětí v elektronické aparatuře zajišťuje napětí mezi fotokatodou a anodou a jednotlivými dynodami, čímž jsou urychlovány elektrony na dostatečnou energii potřebnou k vyvolání emise sekundárních elektronů. Aby slabé elektrické impulzy na výstupu fotonásobiče mohly být zpracovány přesněji elektronickou aparaturou, je jejich amplituda zvyšována zesilovačem. [4]

5.3 Počítačový analyzátor

Impulzy vzniklé ve fotonásobiči je nutné dále zpracovat a k tomu slouží počítačový analyzátor. Impulzy dále postupují do jednookénkového (nebo mnohokanálového) amplitudového analyzátoru, kde se třídí podle výšky. V nukleární medicíně se využívají přednostně takové impulzy, jejichž výška spadá do vhodně zvoleného okénka analyzátoru. Okénko je tvořeno horní a dolní diskriminační hladinou (napětím). Pomocí scintilačního detektoru s připojeným analyzátozem lze změřit scintilační spektrum zářiče gama, jež se skládá z jednoho či více fotonů a Comptonova spojitého spektra. V oblasti fotonů se nacházejí impulzy pocházející z fotonů, které ztratily v krystalu veškerou svou energii. V oblasti spojitého spektra se zaznamenávají impulzy pocházející z fotonů gama, jež prodělali Comptonův rozptyl ve scintilačním krystalu nebo ve tkáni a pouze část jejich energie se absorbovala ve scintilátoru. Při všech vyšetřeních v nukleární medicíně se okénko analyzátoru ve scintilačním spektru nastavuje tak, aby obsahovalo význačný foton zářiče gama. Provádějí se scintigrafie se zářičem gama, v jehož spektru jsou dva nebo tři fotopíky, na každý se nastaví jedno okénko analyzátoru, pokud ovšem je analyzátor vybaven více než jedním okénkem. Abychom docílili správných výsledků, je u některých druhů vyšetření nutné také zjistit záření z pozadí přístroje, které detekční zařízení zaznamenává i bez přítomnosti zářiče v detektoru nebo okolí, jinak by docházelo ke zkreslování výsledků. Digitální obraz se ukládá v paměti počítače do matice rozdělující zorné pole detektoru do čtvercových obrazových elementů (pixelů). [4]



Obrázek 4 Schéma scintilačního detektoru [zdroj: 7]

5.4 Detekční parametry scintilační kamery

Z těchto parametrů ovlivňujících obraz distribuce radiofarmaka je dále zmíněno pět nejdůležitějších parametrů: prostorová rozlišovací schopnost, homogenita, citlivost, energetické a časové rozlišení. [4]

5.4,1 Prostorová rozlišovací schopnost

Prostorová rozlišovací schopnost se vyjadřuje jako šířka profilu v obraze bodového nebo liniového zdroje v polovině výšky tohoto profilu (označuje se FWHM). Uvedené prostorové rozlišení FWHM, které se označuje také jako celkové rozlišení detektoru kamery, se skládá ze dvou komponent: vnitřního rozlišení detektoru a rozlišení kolimátoru. [4]

Podstatnější vliv na celkové rozlišení mají kolimátory než vnitřní rozlišení, a protože u kolimátoru s paralelními otvory se zhoršuje s rostoucí vzdáleností od čela kolimátoru je důležité, aby byl detektor kamery při planárním vyšetření nastaven co nejbližší povrchu pacientova těla (u modernějších zařízení je toho dosaženo snímáním vzdálenosti od těla pacienta za pomoci systému body contouring). Celkové rozlišení ve vzdálenosti 10 cm od čela detektoru je 6 až 10 mm v závislosti na typu použitého kolimátoru (o typech kolimátorů bude psáno níže). Ke zhoršování prostorového rozlišení se vzdáleností od detektoru přispívá také absorpce a rozptyl záření ve tkáni. Prostorové rozlišení obecně charakterizuje schopnost zobrazovacího přístroje rozlišit detaily v distribuci radiofarmaka v těle (například se tím rozumí léze nejmenší velikosti, kterou je přístroj ještě schopen zachytit. Toto je ovšem (zahrnující absorpci a rozptyl fotonů ve tkáni a další faktory ovlivňující obraz) pouze v přibližném vztahu k rozlišení definovaném přesně parametrem FWHM měřeným ve vzduchu a vztahujícím se zpravidla k ^{99m}Tc . [4]

5.4,2 Homogenita zorného pole.

Zkouška homogenity se provádí pomocí homogenního plošného zdroje záření, jehož rozměry jsou větší než velikost zorného pole kamery. Zkoumá se, jestli nám přístroj ukáže, že je pole homogenní, a nebo tam budou odlišnosti. V případě výraznějších odlišností je nutné přístroj kalibrovat. Zatím ovšem nelze docílit úplně stoprocentní homogenity, avšak moderní scintilační kamery vykazují homogenitu 98-97%. [4]

5.4,3 Citlivost

Citlivost nám udává procento zaznamenaného záření oproti celkovému záření. Citlivostí scintilační kamery se rozumí četnost impulzů měřená s plošným zdrojem fotonového záření o průměru 10 cm vztažená na 1 MBq. Nejčastěji se citlivost udává pro ^{99m}Tc . Citlivost kamery je nepřímo úměrná její rozlišovací schopnosti (čím je citlivost větší, tím je horší rozlišení a obráceně). Místo termínu citlivost kamery se někdy používá detekční účinnost, tento parametr související s citlivostí se však v praxi stanovuje obtížně na rozdíl od snadno měřitelné citlivosti. [4]

5.4,4 Energetické rozlišení

Energetické rozlišení scintilační kamery nám udává, jak mohou být dvě energie záření blízko sebe tak, abychom je ještě dokázali rozlišit. Vyjadřuje se jako relativní pološířka fotopíku ^{99m}Tc 140keV, která je u moderních přístrojů lepší nebo rovna 10%. Zhoršení energetického rozlišení přístroje je jednou z příčin snížení kontrastu obrazu. [4]

5.4,5 Časové rozlišení

Časové rozlišení je doba, kterou detektor potřebuje ke zpracování a registraci jednoho kvanta záření. Při zpracování jednoho signálu není elektronika schopná přijímat další impulsy. Této době se říká mrtvá doba. Mrtvá doba snižuje detekční účinnost detektoru avšak u moderních kamer je tato doba natolik krátká, že při běžných vyšetřeních je možné i měření vyšších četností, aniž by docházelo ke ztrátám impulzů v důsledku mrtvé doby přístroje. [4]

5.5 Kolimátory

Záření gama při svém vstupu do scintilační kamery jako první prochází přes kolimátor. Jeho úkolem je provést co nejdokonalejší projekci distribuce radioaktivity ve vyšetřovaném objektu pomocí záření gama do roviny velkoplošného scintilačního krystalu. Na jeho vlastnostech proto do značné míry závisí konečná kvalita scintigrafického obrazu. Kolimátor je clona ze stínícího materiálu (olovo, wolfram), která vymezuje směr fotonů dopadajících na scintilační krystal a též zorné pole kamery. Je to deska s větším počtem hustě a rovnoměrně rozmístěných otvorů určitého tvaru, velikosti a směru s výjimkou kolimátoru pinhole, který má pouze jeden otvor. Bez zeslabení procházejí kolimátorem (a na krystal dopadají) pouze fotony letící ve směru osy otvorů kolimátoru. Ostatní fotony jiných směrů jsou absorbovány v

olověných přepážkách (*septech*) mezi otvory, na krystal nedopadají a nejsou detekovány. Kolimátory u scintilačních kamer jsou výměnné – existuje několik typů kolimátorů s jednoznačně definovanými vlastnostmi, podle kterých se řídí jejich použití.

Kolimátory se rozlišují podle počtu, velikosti a konfigurace otvorů, podle energie záření gama, pro niž jsou konstruovány a podle rozlišovací schopnosti a citlivosti (účinnosti detekce).

5.5,1 Rozlišení kolimátorů dle otvorů: paralelní, konvergentní, divergentní, pinhole

Kolimátory s paralelními otvory

Jsou nejčastěji používaným typem v nukleární medicíně - obraz objektu vytvářený v detektoru má stejnou velikost jako zobrazovaný objekt, nezávisle na vzdálenosti objektu od kolimátoru (na této vzdálenosti však výrazně závisí rozlišovací schopnost zobrazení).

Fokusované kolimátory

Jejich lamely se buď sbíhají, nebo rozbíhají a směřují do určitého ohniska.

Kolimátory konvergentní se sbíhajícími se otvory

Tyto kolimátory umožňují zvětšení obrazu promítnutého na scintilační krystal kamery. Konvergentní kolimátory se používaly pro zobrazování malých orgánů jako je mozek, aby bylo lépe využito velké zorné pole kamery.

Kolimátory divergentní s rozbíhajícími se otvory

Tyto kolimátory umožňují zmenšení obrazu promítnutého na scintilační krystal kamery. Divergentní kolimátory se používají ke zmenšení obrazu, pokud je malé zorné pole gamakamery (kolem 25 cm), což se dá dobře využít při zobrazování plic, protože ty by se do zorného pole kamery nevešly.

Kolimátor typu Pinhole (angl. pinhole = malá dírka pro kolík či špendlík)

Kolimátor typu Pinhole je vůbec nejjednodušším z kolimátorů, protože je založen na principu dírkové komory. Jeho detekční účinnost je sice malá, ale má vysoké rozlišení jeho výhoda spočívá v tom, že velikost obrazu (tj. měřítko zobrazení) velmi silně závisí na vzdálenosti zobrazovaného objektu od otvoru kolimátoru. Pokud je vzdálenost zobrazovaného předmětu

od otvoru menší než vzdálenost otvoru od krystalu kamery, poskytuje Pinhole převrácený a zvětšený obraz ("optický zoom"), čehož se s výhodou využívalo především při zobrazení štítné žlázy v thyreologii. Pokud je vzdálenost zobrazovaného předmětu od otvoru větší tak naopak obraz zmenší. [7]



Obrázek 5 výměnné kolimátory [zdroj: autor]

Na obrázku č. 5 jsou výměnné kolimátory používané na oddělení Nukleární medicíny FNHK.

5.5,2 Rozdělení kolimátoru podle energie záření gama

Vysoké energie (high energy – HE)

U kolimátorů pro vysoké energie je potřeba aby měly robustní konstrukci s dostatečně silnými přepážkami mezi otvory, aby nebyly prosvěcovány vysokoenergetickým rozptýleným zářením. Ovšem jelikož se nyní již anihilační záření o energii 511 keV většinou detekuje pomocí PET skenery s prstencovým uspořádáním detektorů, tak se u scintilačních gamakamer vysokoenergetické kolimátory již nepoužívají.

Střední energie (medium energy – ME)

Kolimátory pro střední energie, nejčastěji používané pro scintigrafii s ^{131}I s energií gama záření 364 keV, mají rovněž poměrně robustní konstrukci s tloušťkou přepážek mezi otvory cca 2-3 mm.

Nízké energie (low energy – LE)

Kolimátory pro nízké energie, používané pro scintigrafii $^{99\text{m}}\text{Tc}$ s energií gama záření 140 keV jsou subtilnější konstrukce s velkým počtem drobných otvorů, mezi nimiž jsou poměrně tenké přepážky (cca 0,2 - 0,5 mm). V současné době patří LE kolimátory k nejčastěji používaným kolimátorům v nukleární medicíně. [7]

5.5,3 Rozdělení kolimátorů podle rozlišení a citlivosti

Toto se ovšem týká jen kolimátorů pro nízké energie, u kolimátorů pro vysoké a střední energie nemůžeme vzhledem k silným přepážkám mezi otvory dosáhnout ani dobrého rozlišení, ani vysoké citlivosti.

Kolimátory s vysokou senzitivitou (high sensitivity- HS)

Mají krátké a poněkud větší otvory, aby kolimátorem procházelo co nejvíce záření gama z většího prostorového úhlu pro každý otvor. Za tuto zvýšenou účinnost detekce záření gama se však "platí" poněkud zhoršenou rozlišovací schopností zobrazení. U těchto kolimátorů je obzvláště důležité mít detektor co nejbližší tělu pacienta, protože se rozlišovací schopnost zhoršuje se vzdáleností od čela kolimátoru více než u jiných typů.

S vysokým rozlišením (high resolution -HR)

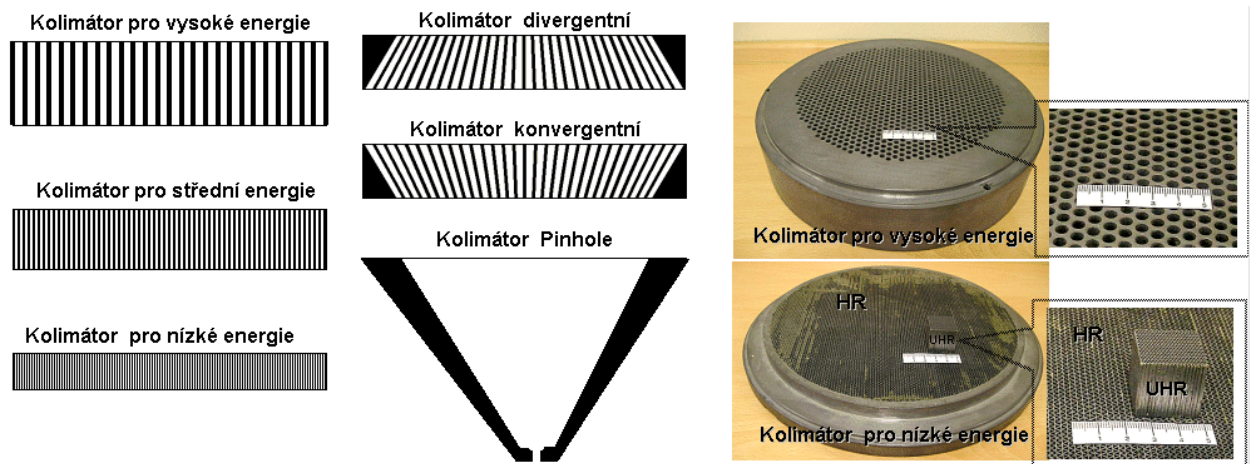
Mají delší a drobnější otvory (cca 1-2 mm) s tenkými přepážkami (cca 0,2-0,4 mm), takže každý otvor snímá záření z poměrně malého prostorového úhlu a propouští méně záření než kolimátory s vysokou senzitivitou. Vyšší rozlišení zákonitě vede k poněkud nižší detekční účinnosti, tj. k nižší senzitivitě (ve srovnání s kolimátory HS). Tento typ kolimátorů je v současné době nejpoužívanější.

S ultra vysokým rozlišením (ultra HR)

Mají dlouhé a velmi drobné otvory (cca 1 mm), při dostatečně tenkých přepážkách (cca 0,1-0,2 mm), což zaručuje velmi vysokou rozlišovací schopnost, která se navíc jen pomaleji zhoršuje se vzdáleností od čela kolimátoru. Dosahuje se toho však bohužel za cenu výrazně snížené senzitivity (detekční účinnosti).

Kolimátory s vhodným kompromisem mezi rozlišením a citlivostí

Označují se LEAP -Low Energy All Purpose. Za účelem jejich univerzálnosti. Řada pracovišť však akceptuje spíše vyšší rozlišovací schopnost při poněkud zvýšené době akvizice či poněkud vyšší použité aktivitě radiofarmaka. [7]



Obrázek 6 kolimátorů [zdroj: 7]

5.6 Korekce na absorpci záření

Určité množství záření gama je během průchodu tkání pacienta od místa svého vzniku směrem k detektoru gamakamery absorbováno při interakci s látkou tkáně v důsledku fotoelektrického efektu a Comptonova rozptylu v tkáni. Vede to k poklesu četnosti detekovaných fotonů gama v gamakameře. Korekce na tuto absorpci (atenuaci) se u statických planárních scintigrafických obrazů většinou neprovádí, ale u dynamické planární scintigrafie je však korekce na absorpci důležitá při kvantifikaci dat a výpočtu hodnot klinicky důležitých parametrů - např. separované funkce levé a pravé ledviny (geometrická metoda). Dále se korekce na absorpci provádí u SPECT, SPECT/CT a PET/CT, a to geometrická nebo transmisní metoda korekce.[7]

Geometrická metoda korekce atenuace, při níž se korekční koeficienty stanovují (resp. odhadují) z tvaru obrazu transaxiálního řezu za předpokladu homogenní tkáně s konstantním součinitelem lineárního zeslabení ($\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$ pro gama záření $140 \text{ keV } ^{99\text{m}}\text{Tc}$). Tato metoda se označuje jako Changova. Ovšem problém je v tom, že reálné tělo není homogenní. Tento nedostatek odstraníme transmisní metodou.

Transmisní metoda korekce atenuace, při níž je pacient nejprve prozářen vnějším zdrojem záření a na základě zeslabení tohoto procházejícího záření, jsou stanovovány absorpční koeficienty - mapy lineárního součinitele zeslabení μ , pomocí nichž se pak provede atenuační

korekce. Toho je využito u hybridního systému SPECT/CT či PET/CT Spolu s vlastním scintigrafickým SPECT či PET. Před SPECT/PET je snímán i CT transmisní obraz a v paměti počítače je vytvářena mapa korekčních koeficientů, která odráží denzitu tkáně zobrazovaných struktur v příčném řezu daným místem. [7]

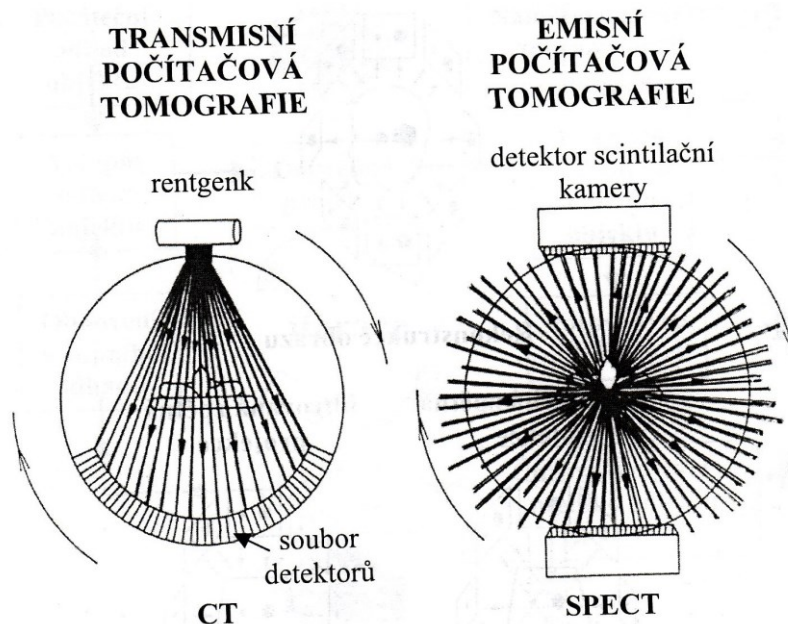
Některé fotony mají vlivem Comptonova rozptylu změněný směr dráhy a sníženou energii. Pokud by tyto fotony náhodou prošly kolimátorem tak by nám arteficialně snižovaly kontrast scintigrafického obrazu. Většinou však tyto falešné rozptýlené fotony gama mají nižší energii než "pravé" přímé a primárně detekované fotony gama, protože část energie byla při rozptylu v tkáni předána elektronu, takže nepadnou do fotopíku nastaveného v amplitudovém analyzátoru. Pečlivým nastavením okénka analyzátoru na fotopík daného záření gama můžeme proto comptonovsky rozptýlené záření gama do značné míry eliminovat, nicméně nikdy nemůžeme vyloučit, že některé rozptýlené fotony přeci jen projdou kolimátorem a vejdou se do nastaveného fotopíku. Naštěstí je těchto fotonů tak málo, že je jejich vliv zcela zanedbatelný. [7]

6. Vyšetřovací metody

V nukleární medicíně se vyšetřuje pomocí statické a dynamické scintigrafie. Při scintigrafii myokardu se používá tomografie. Tomografií se při zobrazování v lékařství rozumí vyšetřovací postup, při němž se zobrazuje pouze zvolená vrstva tkáně v hloubce těla bez rušivého vlivu tkání ležících nad a pod zájmovou vrstvou. V nukleární medicíně se rozlišují dva typy tomografického zobrazování a to jednofotonová emisní výpočetní tomografie (zkratka SPECT z angličtiny: single-photon emission computed tomography) a pozitronová emisní tomografie (zkratka PET z angličtiny: positron emission tomography). [4]

6.1 SPECT

Jednofotonová emisní tomografie. Na rozdíl od rentgenové výpočetní tomografie (při níž systém detektorů registruje rentgenové záření emitované z rentgenky po jeho průchodu tělem) spočívá její princip v tom, že se registruje záření gama, které je emitováno radioaktivní látkou (radiofarmakem) nacházející se v těle pacienta (jak již název emisní napovídá-emise fotonů z radiofarmaka).



Obrázek 7 princip SPECT a CT [zdroj: 4]

Rozlišujeme planární scintigrafii, při které vyšetřujeme stacionární gamakamerou v jednom řezu a 3D scintigrafii. Základem aparatury pro vyšetřování SPECT je prakticky stejná detekční hlava jako u kamery pro planární scintigrafii. Lze použít i jednoho detektoru, avšak v posledním desetiletí se prosadily do klinické praxe většinou přístroje se dvěma detektory a jen

výjimečně se třemi až čtyřmi detektory. Při vyšetřeních SPECT se dává přednost kolimátorům s vysokým rozlišením. Při vyšetření se jeden nebo více detektorů otáčí kolem těla pacienta buď po malých úhlech (tj. krokově, angl. „step and shoot“) nebo plynule (méně používaný způsob). Získané obrazy (projekce) se ukládají do paměti počítače. Při akvizici se volí buď 64 projekcí při celkovém otočení detektoru o 360° nebo 32 projekcí při celkovém otočení detektoru o 180°. Z celkového počtu projekcí ukládaných do matice se v počítači rekonstruuje trojrozměrný obraz distribuce radioaktivní látky ve vyšetřované oblasti, z něhož lze snadno získat obraz zvolené tomografické vrstvy tkání. V současné době se při tomografickém zobrazování využívají dvě rekonstrukční metody: filtrovaná zpětná projekce a iterativní metoda. [4]

Rekonstrukční metody

Filtrovaná zpětná projekce sestává ze dvou kroků. V prvním kroku počítač přenese informaci obsaženou v jednom pixelu projekce do všech pixelů v paměti počítače, které se nacházejí v přímce kolmé k rovině detektoru, výsledkem je obraz zájmové oblasti, který sice správně naznačuje lokalizaci lézí v ní se nacházejících, ale je bohužel „rozmazán“ v důsledku „hvězdicového“ artefaktu. V druhém kroku se pomocí digitálního obrazového filtru potlačí „hvězdicovitý“ artefakt, čímž se obraz zájmové oblasti velmi přiblíží k zobrazovanému objektu. [4]

V současné době se často používá **iterativní metoda**, jež se zakládá na hledání metodou postupných aproximací takového obrazu vrstvy (řezu), který by co nejvíce odpovídal nasnímaným (naměřeným) projekcím zobrazované oblasti pod různými úhly. Postupuje se v následujících krocích: Jako nulová aproximace se volí obraz získaný při zpětné projekci, který se podobá již skutečnému obrazu hledanému iterativní rekonstrukcí, příp. Může být voleno i prázdné pole. Ve druhém kroku se porovnají matematicky simulované (odhadnuté) projekce tohoto obrazu se skutečně nasnímanými projekcemi zobrazované oblasti pod jednotlivými úhly a stanoví se příslušné odchylky pro jednotlivé pixely obrazu. Ve třetím kroku se na základě těchto diferencí opraví obsah pixelů obrazu, čímž se dostane I. aproximace. Druhý a třetí krok se cyklicky opakují, čímž vzniká II., III. a další aproximace, které postupně stále přesněji vystihují skutečnou distribuci radiofarmaka v zobrazované vrstvě (řezu). Výhodou iterativní rekonstrukce oproti zpětné projekci je nepřítomnost „hvězdicovitých“ artefaktů. Dále do této rekonstrukční metody lze zahrnout korekci na nežádoucí fyzikální procesy působící na obraz: zeslabení toku fotonů záření gama, rozptyl těchto fotonů, vliv rozlišovací schopnosti kolimátoru. Rovněž rekonstruovaný šum v obraze je při iterativní metodě méně

rušivý než u metody filtrované zpětné projekce. Předností SPECT ve srovnání s planárním zobrazováním je podstatné zvýšení kontrastu obrazu a v důsledku toho možnost zobrazení lézí, které by na planárním snímku nebyly vůbec detekovatelné, nebo by to bylo obtížné. Při planárním zobrazování je kontrast poměrně nízký, jelikož planární obraz má sumační charakter, tj. jsou zobrazovány všechny vrstvy tkáně obsahující radiofarmakum včetně vrstvy s hledanou lézí, jejíž aktivita se odlišuje od aktivity okolí. Při tomografickém zobrazování se neuvažuje vrstva tkání nad lézí a ležící pod ní. Tím se výrazně sníží pozadí a vzroste kontrast ve srovnání s planárním zobrazením. SPECT má bohužel i některé nevýhody ve srovnání s planárním zobrazováním a to poněkud horší prostorovou rozlišovací schopnost (FWHM) než u planárního zobrazování, jelikož poloměr rotace a tím i vzdálenost čela kolimátoru od povrchu těla je zpravidla větší při SPECT zobrazování, má taky asi o jeden řád vyšší šum v rekonstruovaném tomografickém obraze než v obraze planárním. Přínos metody SPECT v důsledku vyššího kontrastu obrazu podstatně převyšuje tyto zmíněné nevýhody, což umožňuje její široké klinické použití. [4]

Hybridní systém SPECT/CT. Pokrok v tomografickém zobrazování představuje hybridní systém SPECT/CT, který zahrnuje v jedné aparatuře vedle kamery SPECT rovněž vícedetektorový počítačový tomograf (CT). Je tak umožněno pořídít záznam funkčního a anatomického zobrazení jedním systémem v těsném sledu za sebou. Přístroj CT spojený se SPECT může být provozován ve dvou režimech a to v tzv. nízkodávkovém režimu, který dovoluje získat orientační obrazy tkání s nízkým rozlišením se současnou možností korekce obrazů SPECT na zeslabení záření gama ve tkáni. V druhém plnohodnotném diagnostickém režimu s vysokým rozlišením (což je hlavní přednost) podrobně informuje o lokalizaci anatomických struktur tak jako u běžného CT, plnohodnotný diagnostický režim je ovšem spojen s vyšší efektivní dávkou pro pacienta. [4]



Obrázek 8 SPECT přístroj [zdroj: autor]

Na obrázku č. 8 vidíme SPECT používaný na oddělení Nukleární medicíny ve FNHK.

6.2 PET

Pozitronová emisní tomografie.

Pozitron, tvořící se při beta+ přeměně (jak již bylo napsáno výše) rychle zaniká při anihilaci s elektronem. Při tom vzniká dvojice anihilačních fotonů, které vylétají z místa svého vzniku protilehle pod úhlem 180° rychlostí světla s energií 511keV, takže v laboratorních měřítkách mohou být detekovány prakticky současně. Toho se využívá k elektronické kolimaci záření gama a k následné rekonstrukci tomografických obrazů. Měřený pozitronový zářič umístíme mezi dva detektory, jejichž výstupy zapojíme do elektronického koincidenčního obvodu. Tímto obvodem projdou do další elektronické aparatury jen impulsy odpovídající současné detekci fotonů v obou detektorech. Vzhledem k uvedeným geometrickým vlastnostem takto mohou být detekovány jen fotony z anihilací, k nimž došlo na přímkové spojnici citlivých míst obou detektorů. Nastane-li anihilace mimo tento prostor spojnice, pak i v případě detekce některého z fotonů jedním detektorem, není druhý z anihilačních fotonů zachycen protilehlým detektorem - na výstupu koincidenčního obvodu se impuls neobjeví. Když se tedy na výstupu

koincidenčního obvodu objeví impuls, znamená to, že v některém z bodů na spojnici obou detektorů nastala anihilace pozitronu a elektronu. Obklopíme-li vyšetřovaný objekt s pozitronovým radionuklidem větším počtem protilehle umístěných detektorů v koincidenčním zapojení, dosáhneme tím cílené směrové detekce anihilačních gama fotonů – jejich elektronické kolimace, bez nutnosti fyzického odstínění olověným děrovým kolimátorem. Detektor scintilační kamery PET má prstencové uspořádání segmentů velkého počtu malých scintilačních krystalů v optickém kontaktu s fotonásobiči, snímajícími záblesky vzniklé interakcí záření gama se scintilačním krystalem. Vzhledem k poměrně vysoké energii anihilačního záření 511 keV se ve scintilačních krystalech místo obvyklého NaI(Tl) používá materiál BGO nebo LSO s větší hustotou a vyšší detekční účinností v oblasti vyšších energií gama. Průměr detektorového prstence bývá 60 - 80 cm. Jednotlivé scintilační krystaly s rozměry kolem 4 x 4 mm a jsou upevněny do bloků spolu s fotonásobiči.[7]

Hybridní systém PET/CT

Spojení zobrazovacího nukleárně medicínského přístroje a přístroje radiodiagnostického umožňuje akvizici funkčních (PET) a anatomických (CT) dat během jednoho vyšetření, poskytuje obrazy tkání získané současně z obou modalit. Fúze obrazu PET s relativně horším prostorovým rozlišením 5-6 mm a morfologického obrazu CT s rozlišením podstatně lepším 1-2 mm dovoluje přesnou lokalizaci a interpretaci tkáňových struktur se zvýšenou akumulací pozitronového radiofarmaka a některých i bez této akumulace. Pomocí CT se koriguje obraz na zeslabení záření gama ve tkáni, tato korekce je z hlediska diagnostického přínosu PET důležitější, než je tomu při vyšetřeních SPECT.[7]

Rozdíly PET oproti SPECT:

Rozdílem oproti SPECT je to, že detektory u PET nejsou opatřeny olověnými kolimátory s mnoha otvory, neboť kolimace je realizována elektronicky, což vede k podstatně vyšší detekční účinnosti PET ve srovnání se SPECT (kde je část záření absorbována v septech kolimátoru). Další rozdíl spočívá v tom, že zobrazovací detektor kamery SPECT se musí otáčet kolem pacienta, aby byly stříhány projekce pod různými úhly. U PET se detektory neotáčejí, jsou stacionární, prstencové detektory stříhají data ze všech projekčních úhlů současně. [7]

7. Vyšetřovací metody v nukleární kardiologii

Nukleární kardiologie se zabývá radionuklidovým vyšetřováním kardiovaskulárního systému. Její metody nám poskytují neinvazivním způsobem unikátní funkční informace, které jsou komplementární informacím morfologickým získaným invazivními vyšetřeními, tj. zejména pomocí koronarografie. [4]

7.1 Přehled vyšetřovacích metod v klinické kardiologii

Zobrazování myokardiální perfuze a funkce jednofotonovou emisní tomografií je v současné době nejčastěji používanou metodou nukleární kardiologie. Vyšetření je používáno u pacientů se suspektní nebo známou ischemickou chorobou srdeční, obvykle ve spojení se zátěžovým testem. Po aplikaci perfuzních radiofarmak (^{201}Tl nebo $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi resp. Tetrofosmin) jsou data snímána standardně pomocí EKG synchronizace (gated SPECT), což umožňuje hodnotit perfuzi i funkci levé komory.[4]

Radionuklidová ventrikulografie je metoda, při které můžeme pomocí $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - značených erytrocytů zobrazit srdeční dutiny a získat informace o regionální a globální funkci srdečních komor a regionální kinetice jejich stěny.

Radionuklidová angiokardiografie je metoda, kdy během prvního průtoku radionuklidu můžeme hodnotit sekvenci plnění srdečních dutin, detekovat a kvantifikovat nitrosrdeční zkratky.

Pozitronová emisní tomografie je metoda v kardiologii používaná zejména k detekci viabilního myokardu, kdy pomocí ^{18}F značené fluorodeoxyglukózy (FDG) lze zobrazit metabolismus glukózy. V experimentálních studiích je využívána také ke kvantitativnímu posouzení perfuze myokardu.

Vyšetření adrenergní inervace. Tato metoda umožňuje pomocí ^{123}I značeného metaiodobenzylguanidinu (MIBG) diagnostikovat pacienty s poruchou adrenergní inervace, kteří jsou ohroženi srdečním selháním a maligní arytmií.

Řada dalších metod, které jsou v současné době využívány převážně v experimentu, se mohou v blízké budoucnosti stát běžně dostupnými pro praxi. Pomocí radionuklidových metod lze zkoumat také např. distribuci mastných kyselin, zkouší se molekulární zobrazování

angiogeneze, hypoxie, buněčné smrti, velká výzkumná aktivita je vyvíjena při pokusech zobrazit zánětlivé změny v ateromových plátech a detekovat vulnerabilní pláty. [4]

7.2 Zobrazování myokardiální perfuze a funkce jednofotonovou emisní tomografií

Toto vyšetření je v současné době nejčastěji používanou metodu nukleární kardiologie. Zároveň je i nejdostupnější a nejpoužívanější neinvazivní metodou vhodnou k posuzování regionální perfuze myokardu. Vyšetření se používá u pacientů, kteří mají prokázanou ischemickou chorobou srdeční ale i u pacientů, kteří mají na ICHS teprve podezření. Provádí se obvykle ve spojení se zátěžovým testem nebo může být prováděno i jako samostatné klidové vyšetření při zjišťování viability myokardu. Na rozdíl od anatomických informací o stupni zúžení koronární tepny získaných invazivní koronarografií poskytuje toto funkční zobrazení fyziologické informace o rezervě koronárního průtoku, tj. o dopadu koronární stenózy na dodávku krve do srdeční tkáně za klidových podmínek a na vrcholu zátěže. Díky pokroku v zobrazovací technice jsou data v současnosti snímána standardně technikou gated SPECT (EKG synchronizace). Lze tak hodnotit jednak regionální perfuzní abnormality po zátěži i v klidu, současně i systolické ztlušťování a hybnost stěn levé komory a kvantifikovat její funkci. [4]

Po zavedení nových vyšetřovacích protokolů a přechodu z ^{201}Tl na $^{99\text{m}}\text{Tc}$ při perfuzní scintigrafii myokardu klesla průměrná radiační zátěž v rozmezí let 1994-2008 z 22mSv na 5,5mSv a to bez snížení kvality vyšetření. Aplikovaná aktivita pacientovi se odvíjí od jeho hmotnosti, jak je uvedeno v tabulce č. 1. [9]

Tabulka 1 [zdroj: 10]

Radiační zátěž u perfúzní scintigrafie myokardu			
Radiofarmakum	Protokol	Aplikovaná aktivita (MBq)	Radiační zátěž (mSv)
^{201}Tl -chlorid	zátěž- redistribuce	100	22
^{201}Tl -chlorid	zátěž+ reinjekce	100+30	28,6
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI	původní dvoudenní	750+750	12,68
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI	nový dvoudenní (klid/zátěž)	300+300	5,07
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI	jednodenní (zátěž/klid)	300+750	9,12
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI	pouze zátěž	300	2,37

7.2,1 Používaná radiofarmaka

Moderní éra nukleární kardiologie byla zahájena v 70. letech minulého století po zavedení Angerovy gama kamery a radiofarmaka thallia do klinické praxe. [11]

²⁰¹Tl- chlorid thallný je radionuklid vyráběný v cyklotronu s fyzikálním poločasem přeměny 73 hodin. Rozpadá se elektronovým záchytem s emisí charakteristického RTG záření (v 88%) s energií od 69 do 83 keV a záření gama s energií 167keV. Je označován jako analog draslíku s obdobnými biologickými vlastnostmi jako má tento prvek. Normální myokard extrahuje okolo 85 % z množství thallia přítomného v koronární arteriální krvi během prvního průtoku srdcem. Protože 5 % minutového srdečního objemu protéká koronárním řečištěm a extrakční frakce je 85 %, přibližně 4% podané aktivity thallia je lokalizováno v myokardu. Distribuce thallia v myokardu je proporcionální regionálnímu myokardiálnímu krevnímu průtoku a viabilitě myokardiálních buněk. Vstup thallia do myocytu přes buněčnou membránu se uskutečňuje především aktivním transportem a částečně pasivní difuzí. Distribuce thallia v myokardu není statická, thallium je zde v dynamické rovnováze s krví. Po počáteční vysoké intracelulární koncentraci se vytváří rovnováha s nízkou hladinou thallia v krvi a to rychlostí, která zůstává proporcionální krevnímu průtoku daného regionu srdečního svalu. Tomuto procesu říkáme redistribuce. Může probíhat i opačným směrem, tedy z krve do oblasti s počáteční nízkou intracelulární koncentrací radioaktivity (například v případě ischemie). Koncentrace thallia v myokardu dosahuje nejvyšších hodnoty v intervalu 7-30 minut po i.v. aplikaci. Kinetika thallia dovoluje jeho použití při zátěžových perfuzních vyšetřeních, kdy je ²⁰¹Tl pacientovi aplikováno na vrcholu zátěže. Iniciální scintigramy ihned po zátěži podají informaci o regionální myokardiální perfuzi, pozdní scintigramy ve fázi redistribuce za 3-4 hodiny po aplikaci thallia demonstrují jakékoliv změny v jeho distribuci. Výpadky radioaktivity na časných scintigramech indukované zátěží, které se později normalizují na redistribučních scintigramech svědčí pro ischemii, defekty perzistující v zátěži i v klidu naopak ukazují spíše na jizvu po proběhlém infarktu myokardu. [4]

²⁰¹Tl zůstává pro své výhodné farmakokinetické vlastnosti i nadále velmi rozšířeným perfuzním radiofarmakem s velmi dobře ověřenou validitou pro detekci ICHS i pro posouzení viability myokardu. ²⁰¹Tl je však nutno dovážet z výrobního centra a jeho fyzikální vlastnosti z hlediska detekce záření a radiační ochrany nejsou ideální (nízká energie, dlouhý fyzikální poločas přeměny 73 hodin a z toho plynoucí poměrně vysoká radiační zátěž pro pacienta). V současnosti se tak stále více prosazují novější perfuzní radiofarmaka značená techneciem,

keré má z hlediska scintigrafického zobrazení téměř ideální fyzikální vlastnosti (energie záření gama 140keV, poločas přeměny 6,03 hodin). Zatímco ještě v polovině 90. let ^{201}Tl na trhu dominovalo, dle průzkumu z roku 2013 již v České republice zcela převažují $^{99\text{m}}\text{Tc}$ radiofarmaka. [3]

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ - značená radiofarmaka

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi (MIBI). Kinetika i mechanismus koncentrace MIBI v myokardu se zcela odlišují od ^{201}Tl . Jedná se o lipofilní kation, který vstupuje do myokardiální buňky pasivním transportem a váže se zde na cytosolické proteiny. Jeho distribuce v myokardu je proporcionální regionálnímu koronárnímu průtoku. Má zcela zanedbatelnou redistribuci. Akumulace MIBI v myocytech zůstává stabilní několik hodin po i.v. aplikaci a “konzervuje“ tak perfuzní situaci myokardu z doby aplikace. Chceme-li proto provést vyšetření perfuze myokardu v podmínkách zátěže a klidu, musíme MIBI aplikovat dvakrát. [4]

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ - tetrofosmin má podobné vlastnosti a farmakokinetiku jako MIBI, a vykazuje velmi nízkou redistribuci. Při zátěžové a perfuzní scintigrafii jsou tedy nutné dvě samostatné aplikace. Tetrofosmin se po i.v. aplikaci akumuluje převážně v cytosolické frakci buněk a jen malé procento v mitochondriích. Jistou malou roli při akumulaci má také Na/K pumpa a mitochondriální potenciál. Výhody: Fyzikální vlastnosti $^{99\text{m}}\text{Tc}$ jsou ve srovnání s ^{201}Tl výhodnější (menší absorpce záření gama ve tkáni, možnost aplikovat vyšší aktivitu při nižší radiační zátěži, kvalitnější obrazy gated SPECT. Nevýhody: Nutnost dvou aplikací při zátěžovém a klidovém vyšetření. Při klidovém zobrazení může někdy působit rušivě aktivita v orgánech bezprostředně sousedících se srdcem (játra, žlučník, lienální flexura tračnicku apod.). [4]

7.2,2 Princip zátěžové techniky

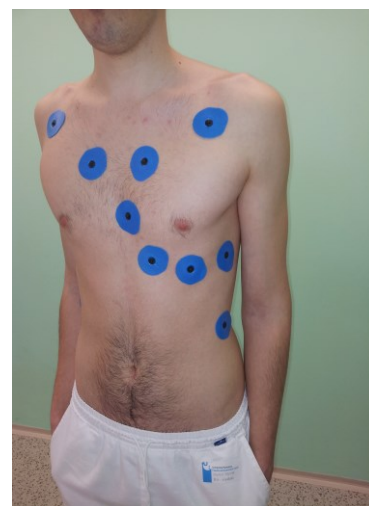
Při zobrazování myokardiální perfuze se používají různé typy zátěže. Zátěž musíme použít, abychom zjistily rezervu koronárního průtoku. Většina pacientů s ICHS má průtok krve srdečními tepnami i přes zúžení arterií normální (pokud se nejedná o kritické stenózy). Je to dáno tím, že při zátěži (a s ní spojeným vyšším nárokem srdce na okysličenou krev) se koronární tepny dokáží roztáhnout a tím zvýšit průtok. U pacientů s ICHS tato schopnost kompenzuje patologické zúžení arterie a distribuce krevního průtoku je tedy homogenní, a jestliže v tomto stavu aplikujeme perfuzní radiofarmakon, výsledek scintigrafického vyšetření

je i přes přítomnou koronární chorobu srdeční normální. Ovšem když je srdce v zátěži tak se tyto rozšířené tepny nemohou už více rozšířit jako u zdravých tepen. Pokud tedy na vrcholu zátěže podáme pacientovi s poruchou perfuze perfuzní radiofarmakum nedojde k takové změně jako u zdravých tepen. Porucha perfuze nastupuje v ischemické kaskádě nejdříve, a proto je scintigrafie myokardiální citlivější než ostatní neinvazivní metody. Výše zmíněné mechanismy poskytují bázi pro zátěžovou perfuzní scintigrafii myokardu, kdy můžeme neinvazivním způsobem odhalit snížení koronární rezervy (poměr maximálního ke klidovému průtoku krve koronárními tepnami). [4]

Díky stárnutí populace stoupá počet pacientů neschopných adekvátní fyzické zátěže, u nichž musí být zátěž provedena farmakologicky. U pacientů s blokem levého Tawarova raménka se fyzická zátěž může podílet na artificiálním zobrazení septa, a proto je doporučována přímá vazodilatace dipyridamolem nebo adenosinem. Přesto zůstává fyzická zátěž na bicyklovém ergometru nebo na běhátku u většiny pacientů stále preferovanou zátěžovou technikou. Tolerance fyzické zátěže a doba jejího trvání, symptomy vyprovokované v průběhu fyzické zátěže, EKG změny a hemodynamická odpověď na zátěž, to vše přináší řadu cenných informací, které zpravidla při farmakologické zátěži chybí. [4]

7.2,2-1 Fyzická zátěž

Fyzická dynamická zátěž (bicykl nebo běhátko) je fyziologickým podnětem ke zvýšení koronárního průtoku. Při fyzické zátěži dochází k nepřímé vazodilataci vlivem nárůstu kyslíkové spotřeby myokardu (krevní průtok koronárním řečištěm se zvýší cca 2x). Provádění je obdobné jako u zátěžového EKG včetně monitorování a hodnocení EKG. Na obrázku č. 9 je znázorněno rozmístění elektrod na těle při monitorování EKG. U diagnostických testů je vhodné nejméně 48 hodin před vyšetřením vysadit betablokátory (pokud není kontraindikováno). Při posuzování prognózy a u detekce viability vysazování betablokátorů není nutné. Pacienti by měli mít zavedenou i.v. kanylu pro přísně intravenózní podání radiofarmaka. Používají se různé typy protokolů se stupňovanou zátěží. Při bicyklové ergometrii (na obrázku č. 11 vidíme bicyklový ergometr používaný na oddělení Nukleární medicíny ve FNHK) se obvykle začíná se zátěží 25-50 W a zátěž se postupně zvyšuje



Obrázek 9 rozmístění elektrod
[zdroj: autor]

(zpravidla každé dvě minuty, zvyšuje se individuálně podle výkonnosti pacienta).

Radiofarmakum se podává na vrcholu zátěže, nejlépe po překročení 85% maximální tepové frekvence (maximální tepová frekvence= 220-věk) nebo při hodnotě dvojproduktu nad 25 000 (dvojprodukt= součin systolického TK a maximální TF), při splnění těchto kritérií je zátěž považována za adekvátní. Jako hraničně adekvátní je některými autory udávána úroveň 75% maximální TF, např. u pacientů po prodělaném infarktu myokardu (IM). Zátěž by neměla být kratší než 4 minuty a po aplikaci radiofarmaka je doporučováno pokračovat v zátěži při použití ^{201}Tl ještě alespoň 1 minutu a u $^{99\text{m}}\text{Tc}$ značených radiofarmak alespoň 1,5 až 2 minuty. Zátěž však může být limitována symptomy, kdy je nutno podat radiofarmakum ihned a zátěž ukončit. Technické požadavky na provedení zátěžového vyšetření v nukleární kardiologii jsou stejné jako na ergometrickém pracovišti (12svodové EKG, ergometr, defibrilátor, laryngoskop, ambuvak a léky nezbytné při kardiopulmonální resuscitaci).

Kontraindikací provádění zátěžových testů je obdobně jako u zátěžové elektrokardiografie akutní koronární syndrom (po dobu nejméně 24 hodin, dokud není pacientův stav stabilní a riziko zátěže je akceptovatelné), akutní plicní embolie, nekontrolovaná arteriální hypertenze, nedostatečně kompenzované srdeční selhání, závažná aortální stenóza, nekontrolovaná srdeční arytmie. Někteří pacienti nejsou schopni fyzickou zátěž podstoupit vůbec anebo je dosažená zátěž velmi nízká. Nedostatečná úroveň zátěže je nejčastější příčinou falešně negativních nálezů, proto je u těchto pacientů doporučována farmakologická zátěž. Mezi nejčastější příčiny nedostatečné úrovně zátěže patří: ortopedické problémy, bolesti páteře, ischemická choroba dolních končetin (klaudikace), diabetická neuropatie, nelze vysadit betablokátory starší pacienti nespolupráce. [4]



Obrázek 11 bicyklový ergometr [zdroj: autor]



Obrázek 10 znázornění usazení a monitorování pacienta [zdroj: autor]

Příprava pacienta- před příchodem: Děti i dospělí mají mít poslední jídlo 2 hodiny před vyšetřením, dospělým je doporučováno pojmít jen lehce (není to nezbytné, diabetici dodrží svůj režim). 4 hodiny před vyšetřením nekouřit. Úpravu medikace provádí ošetřující lékař. Chce-li diagnostikovat zátěžovou ischemii, měl by vysadit betablokátory 48 hodin před vyšetřením, nitráty 24 hodin před vyšetřením. Při posuzování prognózy u pacientů se známou ischemickou chorobou srdeční, po infarktu myokardu nebo po revaskularizaci není vysazování betablokátorů nezbytné. U hypertoniků je třeba medikaci upravit tak, aby zátěž nebyla předčasně ukončena pro hypertenzní reakci. Po příchodu je pacientům zavedena intravenózní kanyla. Délka vyšetření je při bicyklové ergometrii asi 30 minut. Akvizice se provádí za 15 minut po i.v. aplikaci radiofarmaka. Snímání trvá asi 30 minut. [8]

7.2,2-2 Farmakologická zátěž

Používají se látky s přímým vazdilatačním účinkem (dipyridamol, aldosteron) nebo adrenergní látky s inotropním a chronotropním účinkem (dobutamin).

Dipyridamol

Dipyridamol je pyrimidová báze, která zabraňuje zpětnému vychytávání adenosinu (inhibitor adenosinové deaminazy), což vede k akumulaci endogenního adenosinu a vazodilataci. Průtok koronárním řečištěm se zvýší cca třikrát. Pacienti nesmí nejméně 12 hodin před vyšetřením užít látky obsahující kofein a ostatní methylxantinové deriváty, které by blokovaly adenosinový receptor. Obdobně jako u ergometrie je nutné monitorovat EKG a krevní tlak. Dipyridamol je aplikován v nitrožilní infuzi trvající 4 minuty (0,56mg/kg hmotnosti). Současná fyzická zátěž je možná (ergometrie) a obvykle je pacienty dobře tolerována, nevede však k další dilataci koronárního řečiště. Důvodem kombinace dipyridamolu s fyzickou zátěží je pokles frekvence nežádoucích účinků, lepší kvalita obrázků při redukci tkáňového pozadí (redistribuce radioaktivity do pracujících svalů) a možnost provedení zátěže i u pacienta s nízkým výchozím krevním tlakem. V případě obtíží po dipyridamolovém testu můžeme vyblokovat jeho účinek 100-300mg aminophyllinu i.v.. Incidence závažných kardiálních příhod je relativně nízká (cca 0,03%), hypotenze se však objevuje docela často (5%) a u pacientů se závažným postižením koronárního řečiště může progredovat do kardiogenního šoku. Proto je potřeba věnovat provedení testu vždy maximální pozornost. [4]

Kontraindikací jsou stavy uvedené u fyzické zátěže, navíc i hypotenze (systolický TK pod 90 mmHg), asthma bronchiale (bronchospasmus) a plicní hypertenze. [4]

Příprava: před příchodem je nutno 24 hodiny vynechat kávu, čaj, čokoládu, kakao, limonády (coca-cola,...), banány. Léky obsahující methylxantiny alespoň 2 dny (např. Afonilum, Euphyllin, Aminophyllin,...). Léky s kofeinem (analgetika např. Acifein, Alnagon, Coldrex, Panadol extra, Kinedryl), léky s pseudoefedrinem (Clarinase, Disophrol, Modafen, Paralen plus). Není třeba vysazovat preparáty s pentoxifylinem (Agapurin, Trental, Pentomer) a s clopidogrelem (Plavix). Úprava kardiologické medikace- nitráty vysadit 24 hodin. Betablokátory není nutné vysazovat. Chce-li lékař ověřit prokrvení myokardu při medikaci, pak léky nevysazuje. Lačnit alespoň 2 hodiny před zátěží. Děti mají poslední jídlo 2 hodiny před vyšetřením, mají pít. Před aplikací radiofarmaka je pacientům zavedena intravenózní kanyla, je ponechána do ukončení SPECT vyšetření. Po aplikaci RF je vhodné požit malou svačinu (mléko, čokoláda). Farmakologická zátěž trvá asi 15 minut. Akvizice se provádí za 15-30 minut po i.v. aplikaci radiofarmaka. Snímání trvá asi 30 minut. Radiofarmakum se aplikuje i.v. 3-4 minuty po farmakologické zátěži dipyridamolem. [4,8]

Adenosin

U adenosinu je doporučována dávka 0,14 mg/kg/min během 6 minut. Adenosin má krátký plazmatický poločas a jeho vedlejší účinky odeznívají rychle po přerušení infuze. V současnosti probíhá klinické zkoušení selektivních adenosinů. Kontraindikací jsou stavy uvedené u fyzické zátěže, navíc i hypotenze (systolický TK pod 90 mmHg), asthma bronchiale (stejně jako u dipyridamolu), atrioventrikulární blok II. a III. stupně a sick sinus syndrom.[4]

Dobutamin

Dobutamin je beta-antagonista, který zvyšuje svým účinkem spotřebu O₂ v myokardu, což vede k nepřímé vazodilataci. Dobutamin se podává v infuzi od nízkých dávek (obvykle se zahajuje 5-10 µg/kg/min.) a postupně se koncentrace dobutaminu zvyšuje každé 3 minuty až do 40 µg/kg/min. Během testu se monitoruje EKG, TK a TF. U pacientů s nedostatečným nárůstem TF (pod 85% maximální aerobní kapacity) se může dosáhnout tachykardie podáním atropinu i.v. (až do dávky 1mg). Radiofarmakum se aplikuje 1-2 minuty před ukončením protokolu. Vedlejší účinky dobutaminu lze vyblokovat metoprololem (1-5mg). Kontraindikací jsou stavy uvedené u fyzické zátěže, navíc i fibrilace síní a paroxysmální SV tachykardie, hypertrofická kardiomyopatie a závažná hypertenze. [4]

Před příchodem pacienta provede ošetřující lékař úpravu medikace, vysadí betablokátory 48 hodin před vyšetřením, nitráty 24 hodin. U hypertoniků je nutné medikaci upravit tak, aby zátěž nebyla předčasně ukončena pro hypertenzní reakci. Pacient přijde nalačno, minimálně 2 hodiny před zátěží (není to nezbytné, diabetici dodrží svůj režim). Děti mají poslední jídlo 2 hodiny před vyšetřením a mají pít. Před aplikací radiofarmaka je pacientům zavedena intravenózní kanyla, je ponechána do ukončení SPECT vyšetření. Po aplikaci RF je vhodné požit malou svačinu (mléko, čokoláda). Farmakologická zátěž trvá asi 15 minut. Akvizice se provádí 30 minut po i.v. aplikaci radiofarmaka. Snímání trvá asi 30 minut. [8]

7.2,3 Provedení vyšetření

Pro zátěžové zobrazení perfuze myokardu je nyní k dispozici pestrá škála vyšetřovacích protokolů. Každý z těchto protokolů má určité výhody a nevýhody. Jaký způsob zobrazování bude zvolen záleží na místních zvyklostech, na velikosti daného pracoviště, na spektru vyšetřovaných pacientů apod. Při vyšetření musíme brát v potaz, že musíme dodržet časové limity mezi skončením zátěže a zobrazováním zátěžové resp. klidové perfuze, které se liší v závislosti na podaném radiofarmaku. Data mohou být nahrávána pomocí planární

scintilační kamery, v současnosti je však jednoznačně upřednostňováno tomografické vyšetření (SPECT). V závislosti na typu kamery je možné zvolit snímání dat v úhlu 180° nebo 360°. U 1 detektorových a 2 detektorových variabilních kamer je nejvýhodnější úhel rotace 180° z pravé přední šikmé projekce 45° (RAO) do levé zadní šikmé projekce 45° (LPO). Pozice pacienta je obvykle vleže na zádech s levou rukou mimo zorné pole (za hlavou). U pacientů s pravděpodobnou absorpcí záření tukovou tkání a bránicí může být doplněna projekce v pozici pacienta vleže na břiše, tato pozice je vhodná i pro pacienty s klaustrofobií. Obvykle je získáno celkem 32-64 projekcí v matici 64x64 nebo 128x128. Doba trvání projekce závisí na typu vyšetřovacího protokolu a na aplikované aktivitě. Pro získání informací nejen o perfuzi, ale také o funkci levé komory je při akvizici dat prováděn EKG-gating. Tento tzv. gated SPECT je dnes považován za standart. Před samotnou rekonstrukcí dat je třeba nejprve posoudit celkovou kvalitu studie z hlediska možných artefaktů získaných při střídání dat. [4]

7.2,4 Indikace vyšetření

Detekce, lokalizace, rozsah a závažnost myokardiální ischemie. Stratifikace rizika, posouzení závažnosti stenózy zjištěné při koronarografii. Výběr nemocných k revaskularizaci či medikamentózní léčbě při stabilní angině pectoris. Zhodnocení efektu revaskularizace (angioplastika nebo bypass) u pacientů s rekurencí symptomů nebo s pozitivním či nediagnosticským zátěžovým EKG. Zjištění viability myokardu u pacientů s dysfunkcí levé komory při plánování revaskularizace (jedná se o předpověď úpravy funkce levé komory po úspěšné revaskularizaci). Screening u osob s vysokým rizikem ICHS [4,8]

7.3 Radionuklidová ventrikulografie

Radionuklidová ventrikulografie je neinvazivní vyšetřovací metoda, jejíž pomocí lze sledovat časově i prostorově pohyb značené krve v srdečních komorách během srdečního cyklu. Lze tak měřit hemodynamické funkční parametry srdečních komor a získat informace o regionální kinetice jejich stěny v klidu a při zátěži. [4]

7.3,1 Radiofarmaka

Používají se erythrocyty značené ^{99m}Tc -pertechnetátem metodou in vivo nebo in vitro, případně modifikovanou metodou in vivo/in vitro. U nejčastěji používané in vivo metody se i.v. aplikuje Sn-pyrofosfát, za 20 minut následuje i.v. aplikace značené krve. Aplikovaná aktivita ^{99m}Tc pertechnetátu je 500-1000 MBq.[4]

Provedení vyšetření. Příprava pacienta: U in vivo metody před vyšetřením blokujeme Chlorigenem akumulaci volného pertechnetátu ve štítné žláze. Vyšetření provádíme nalačno, 48 hodin před zátěžovým testem vysadíme β -blokátory (pokud lze).[4]

Akvizice scintigramů: data jsou snímána s EKG synchronizací (pacient má nalepeny 3 elektrody), která umožňuje rozdělit srdeční cyklus na jednotlivé fáze, výsledkem je záznam 16 až 32 snímků během jednoho srdečního cyklu. Vizuální hodnocení obrazů jednotlivých fází srdečního cyklu slouží k orientačnímu posouzení regionální hybnosti stěn srdečních komor. Kvantitativní hodnocení dat získaných v projekci LAO umožňuje automatickou kvantifikaci globální a regionální funkce levé komory- ejekční frakce (EF), maximální ejekční a plnicí rychlost, analýza fázového a amplitudového obrazu apod.. Hodnocení funkčních parametrů pravé komory je při tomto způsobu vyšetření nepřesné (dochází k překrývání pravé komory s pravou síní, EF pravé komory je vhodnější kvantifikovat prvoprůtokovou kardioangiografií). [4]

7.3,2 Indikace k vyšetření

Zjišťování kardiotoxocity cytostatik při terapii maligních onemocnění. Kardiomyopatie- zjišťování klidové a eventuelně zátěžové funkce u pacientů se suspektní nebo známou ischemickou chorobou srdeční. Stratifikace rizika u pacientů po infarktu myokardu. [4]

7.4 Radionuklidová angiokardiografie

Je to neinvazivní vyšetřovací metoda, při níž sledujeme pomocí scintilační kamery spojené s počítačem tranzit kompaktního bolu radiofarmaka pravým srdcem, plicemi a levým srdcem. Poskytuje nám informace o distribuci krevního průtoku v srdečních dutinách a velkých cévách, dovoluje nám hodnotit regionální a globální funkci komor. Dále lze detekovat a kvantifikovat nitrosrdeční zkraty.[4]

7.4,1 Radiofarmaka

Nejčastěji se používá ^{99m}Tc -DTPA, aplikovaná aktivita je obvykle v rozmezí 500-800 MBq. Lze také použít ^{99m}Tc - pertechnetát po předchozí blokádě štítné žlázy Chlorigenem.[4]

7.4,2 Provedení vyšetření

Příprava pacienta: Kromě výše uvedené blokády štítné žlázy Chlorigenem (pokud je aplikován ^{99m}Tc - pertechnetát) není nutná speciální příprava pacienta.

Průběh vyšetření: I.v. aplikace radiofarmaka se provádí v klidu do antekubitální žily, nebo do v. Jugularis interna nebo také do v subclavia. Obvykle po podání radiofarmaka o vysoké

aktivitě v malém objemu (bolus) rychle následuje aplikace cca 10 ml fyziologického roztoku. Vyšetření se provádí v pravé přední šikmé projekci se sklonem detektoru kamery 30-45°, kdy lze nejnázorněji oddělit obrysy komor od síní, plicnice a aorty. Levá přední šikmá projekce se obvykle používá, chceme-li zhodnotit kinetiku inferobazálního nebo posterobazálního segmentu stěny levé komory. Přední projekce je obvykle používána při detekci a kvantifikaci nitrosrdečních zkratů. Doba vyšetření je krátká, obvykle 30-60 sekund, nahrávají se sekvence obrazů 25-50 ms/obraz.[4]

Hodnocení vyšetření: detekce a kvantifikace nitrosrdečních zkratů: nejčastěji se jedná o levo-pravostranné zkraty, používají se křivky časového průběhu četnosti impulzů z oblasti zájmu nad pravou a levou komorou a nad plicemi (pulgogram). Je-li přítomen levo-pravý zkrat, objeví se na pulmogramu záhy po vrcholu prvního průtoku další, tzv. recirkulační vrchol který kvantitativně vyjadřuje velikost levo-pravostranného zkratu.[4]

Hodnocení funkčních parametrů komor. Při funkčním vyšetření komor se pomocí počítače zkonstruují křivky závislosti četnosti impulzů na čase (histogramy) z oblasti pravé nebo levé srdeční komory a korigují se na hodnoty pozadí. Dále se vytvoří reprezentativní srdeční cyklus pro výpočet ejekční frakce (EF) pravé (sumace 3-5 srdečních cyklů) nebo levé komory (sumace 4-8 cyklů). Hodnocení funkčních parametrů pravé komory je při tomto způsobu vyšetření přesnější než u radionuklidové ventrikulografie (nedochází k překrývání pravé komory s pravou síní), naopak při hodnocení funkčních parametrů levé komory je přesnější radionuklidová ventrikulografie.[4]

7.4,3 Indikace vyšetření

Detekce a kvantifikace levo-pravého srdečního zkratu. Hodnocení funkčních parametrů pravé a levé srdeční komory. [4]

I když je moje práce zaměřena na SPECT vyšetření tak za zmínku stojí i vyšetření PET, pomocí něhož lze také velmi dobře provést vyšetření myokardu.

7.5 Pozitronová emisní tomografie (PET) myokardu

Pomocí PET můžeme vyšetřit myokardiální metabolismus glukózy, mastných kyselin, aminokyselin a kvantifikovat regionální krevní průtok myokardem v absolutních hodnotách (ml/min./g tkáň). Podobné informace nelze získat jinými vyšetřeními. PET k tomu využívá fyziologicky aktivních sloučenin značených pozitronovými zářiči biogenních prvků (jako například ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F a další). Tyto sloučeniny přitom neztrácejí své biochemické vlastnosti.[4]

Radiofarmaka a klinické využití PET v kardiologii

Vyšetření perfuze myokardu. Jako perfuzní radiofarmaka pro PET lze použít např. $^{13}\text{NH}_2$, H_2 - ^{15}O nebo ^{82}Rb . Výhodou perfuzního PET vyšetření je kvantifikace regionálního krevního průtoku myokardem v absolutních hodnotách (ml/min./g tkáně). Limitací je vysoká cena perfuzních radiofarmak pro PET a dostupnost PET kamer (v současnosti jsou využívány zejména v onkologii). Další limitací je krátký poločas přeměny ^{13}N a ^{15}O (lze je pak používat pouze v případě, že PET kamera je v těsné blízkosti cyklotronu). Relativně dostupnější je ^{82}Rb jakožto generátorový produkt, cena je však rovněž mnohem vyšší než u perfuzních radiofarmak pro SPECT.[4]

Vyšetření viability myokardu. PET v kardiologii se využívá zejména při vyšetřování metabolismu glukózy ^{18}F značenou fluorodeoxyglukozou (FDG). Hlavním zdrojem energie myokardu jsou za normálních podmínek mastné kyseliny, při závažnější ischemii anaerobní glykolýza. Při chronické závažné hypoperfuzi může nastat stav tzv. „hibernace myokardu“ - myokard nebude schopen vykonávat svou funkci (snížení až vymizení kontraktility) a bude zachován pouze bazální metabolismus zajišťující pouze nejnütnější buněčné pochody. Pomocí FDG je možno posoudit tento bazální metabolismus a tím i viabilitu myokardu. [4]

8. Onemocnění myokardu

8.1 Ischemická choroba srdeční

Podstatou ischemické choroby srdeční je nedostatečné prokrvení myokardu způsobené různými příčinami, nejčastěji je však způsobena aterosklerózou koronárních arterií, která způsobí zmenšení průsvitu. Když se k tomu přidá spasmus cévy tak vznikne nedokrvění myokardu s příznaky a poškozením, které je závislé na rozsahu a stupni zúžení dané cévy. [5]

8.1,1 Angina pectoris

Angina pectoris je jedna z forem ischemické choroby srdeční, charakterizovaná stenokardií. Příčinou stenokardie je krátkodobá nedokrevnost myokardu při aterosklerotickém zúžení nebo spazmu koronárních cév.[5]

8.1,1-1 Rizikové faktory:

Kouření, obezita, nedostatek pohybové aktivity, stres, hypertenze, diabetes mellitus, porucha lipidového metabolismu, pozitivní rodinná anamnéza, mužské pohlaví, věk (u mužů nad 45 let u žen nad 55 let)[5]

8.1,1-2 Typy Anginy Pectoris:

Námahová (stabilní) angina pectoris

Charakteristické stenokardie vznikají při námaze (chůze do kopce, přechod z tepla do chladu) a v klidu odezní.

Nestabilní angina pectoris

Ohrožuje vznikem infarktu myokardu, stenokardie jsou častější, silnější, mohou vznikat i v klidu.

Variantní angina pectoris (Prinzmetalova typu)

Klidové anginózní bolesti způsobené spazmem koronární cévy.

Asymptomatická (tichá) ischemie

Nejsou příznaky typické pro anginu pectoris, ale je nález na EKG a postižení koronárních tepen je prokázáno koronarograficky (typicky se objevuje u diabetiků). [5]

8.1,1-3 Klinický obraz:

Stenokardie - svíravá, tlaková, pálivá bolest za hrudní kostí s typickou propagací do malíkové části levé paže, krku, dolní čelisti, epigastria nebo zad. Typicky se objevuje při námaze a odezní do dvaceti minut po zastavení nebo podání nitrátů. U nestabilní anginy pectoris se bolest může objevit i v klidu. [5]

8.1,1-4 Diagnostika:

EKG klidové, bicyklová ergometrie, radiodiagnostika, koronární angiografie...

Terapie:

režimová opatření: nekouřit, redukce hmotnosti, léčba hypertenze, snížit stres, dostatek přiměřeného pohybu

dietoterapie: nízkocholesterolová dieta či dieta 3 racionální

farmakoterapie: nitráty, betablokátory, blokátory kalciového kanálu, antiagregancia, antikoagulancia, ACE inhibitory

léčba rizikových faktorů: antihypertenziva, antidiabetika, hypolipidemika

intervenční

PTCA (perkutánní transluminální koronární angioplastika), stenting

operační

koronární bypass [5]

8.1,2 Infarkt myokardu

Je to akutní ložisková nekróza srdečního svalu vzniklá na podkladě uzávěru či extrémního zúžení věnčité tepny zásobující příslušnou oblast.[5]

8.1,2-1 Příčiny:

V 90 % trombus – nasedá na aterosklerotický plát. Embolus zachycený v místě aterosklerotického plátu. Spasmus, který postihuje aterosklerózou změněné tepny. Nestabilní aterosklerotický plát. [5]

8.1,2-2 Etiopatogeneze onemocnění:

Myokard (srdeční sval) je zásobován koronárními arteriemi (věnčitými tepnami), které odstupují z aorty po jejím výstupu z levé komory srdeční. Po uzávěru věnčité tepny dochází k nedostatečnému zásobení srdeční svaloviny kyslíkem a k postupné nekróze. Po 20 minutách začínají první buňky podléhat nekróze. Velikost nekrózy je závislá na velikosti uzavřené

tepny, době trvání uzávěru, fyzické zátěži v době infarktu a počtu kolaterál. V léčbě je důležitá časná rekanalizace. Postup nekrózy od endokardu k epikardu trvá 4-12 hodin. [5]

8.1,2-3 Příznaky:

Stenokardie - náhlá svíravá, pálivá bolest za hrudní kostí s propagací do celé levé horní končetiny a do dolní čelisti; na rozdíl od anginy pectoris trvá déle než 20 minut, nereaguje na podání nitroglycerinu a často vzniká i v klidu. Dále pak strach ze smrti, dyspnoe, tachypnoe, ortopnoe, nauzea, zvracení, arytmie, palpitace, bledá, studeně zpocená kůže, zvýšená náplň jugulárních žil a hepatomegalie u infarktu pravé komory. [5]

8.1,3 Bypass

Bypass je přemostění koronární tepny postižené aterosklerotickým procesem, který vede k jejímu zúžení. Cílem bypassové operace je přivést dostatek arteriální krve do ischemických oblastí myokardu za zúžené místo na koronární tepně. Přemostění se provádí našitím jednoho konce štěpu na kořen aorty a druhého konce za zúžené místo na tepně. Při operaci bývá přemostěna žilním nebo arteriálním štěpem každá koronární tepna, která je uzavřena nebo významně zúžena a přitom průsvit této tepny je větší než 1,3-1,5 mm. Další možností je pak za zúžené místo našít tepnu, která vede okysličenou krev - nejčastěji se používá levá a.mammaria. [5]

8.1,3-1 Indikace:

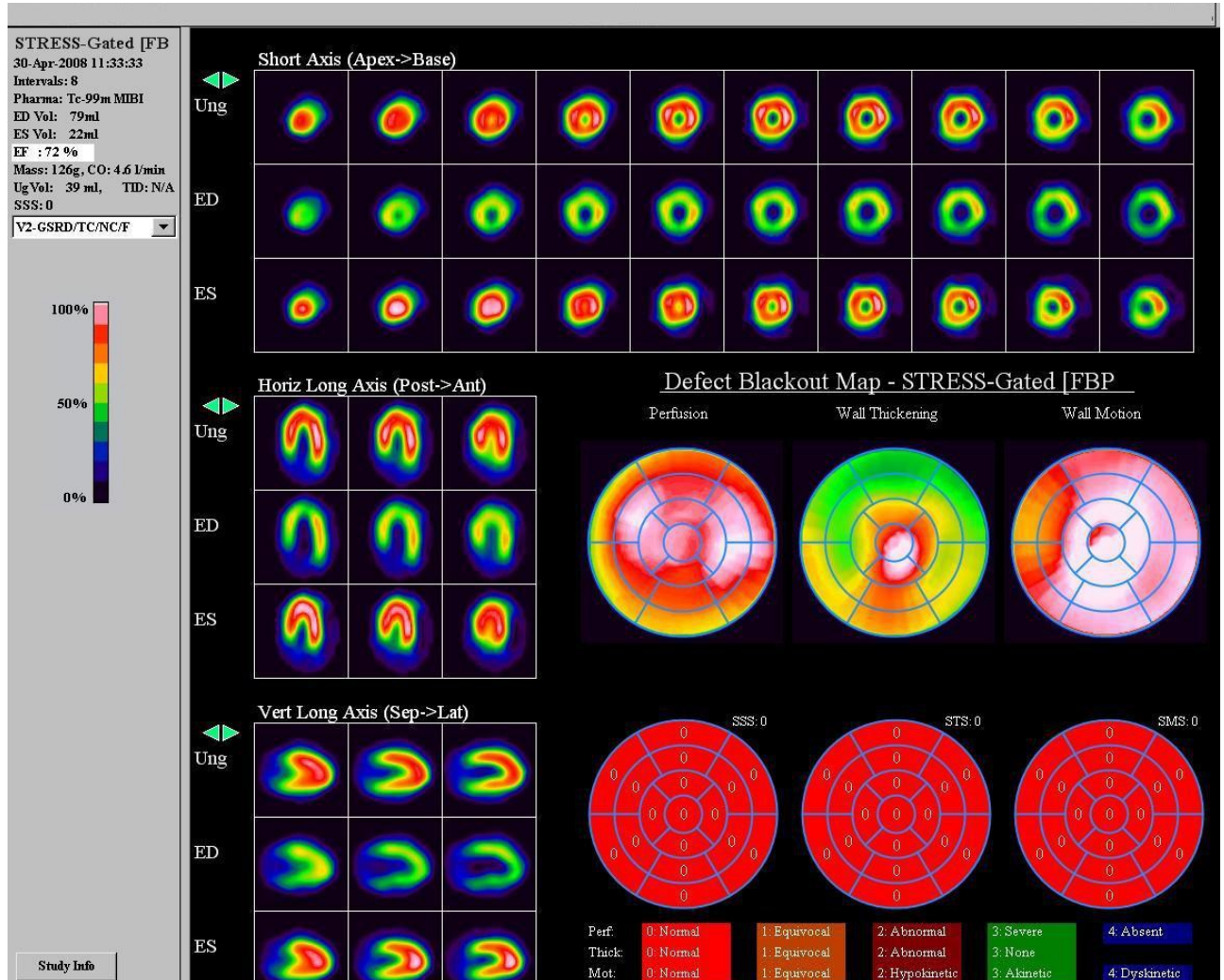
Nejzávažnější a mnohočetné postižení koronárního řečiště. Významná stenóza kmene levé věnčité tepny – často je spojena s vícečetným postižením koronárního řečiště. Postižení více tepen. Zhoršená funkce levé komory srdeční – reverzibilní ischemická dysfunkce levé komory, tzv. hybernovaný myokard (pro identifikaci hybernovaného myokardu se používá zátěžový echo-dobutaminový test a scintigrafie). [5]

8.1,3-2 Štěpy:

K přemostění koronárních stenóz jsou využívány venózní štěpy z povrchního žilního systému dolních končetin (vena saphena magna) nebo štěpy arteriální (nejčastěji se využívá levostranná arteria mammaria interna). Výhodou arteriálního štěpu je elasticita artérie a větší odolnost vůči vzniku aterosklerózy. Nejčastější metodou revaskularizace je kombinace arteriálního a žilního štěpu. [5]

8.2,1 Kazuistika 1- normální nález

55 letý muž vyšetřován pro bolesti v perikordiu. Zátěž: bicyklová ergometrie do 200W, TF max. 155/min, TK max. 180/95, test stran průkazu ischemie negativní.



Obrázek 12 zátěžový perfuzní SPECT- normální nález [zdroj: 8]

Na obrázku číslo 12 je zátěžový perfuzní ^{99m}Tc -MIBI SPECT myokardu s normálním nálezem.

V horních 3 řadách tomografické řezy myokardem levé komory podél krátké osy srdeční (Short Axis).

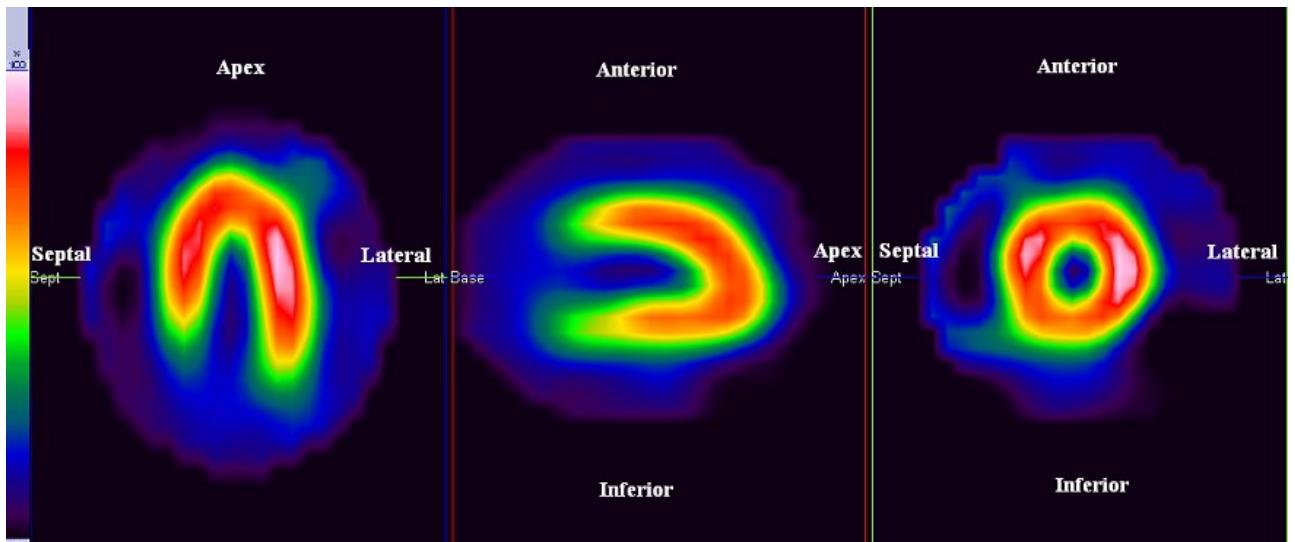
Vlevo uprostřed a dole tomografické řezy podél dlouhé osy srdeční horizontální (uprostřed- Horiz Long Axis a vertikální (dole- Vert Long Axis).

V 1. řadě negatované (sumační) (Ung), ve 2. řadě gatované (hradlované) end-diastolické (ED), ve 3. řadě gatované (hradlované) end-systolické (ES).

Gadet SPECT: normální funkce levé komory, po zátěžová EF=72%.

Vpravo uprostřed polární mapy perfuze (Perfuzion), systolického ztlusťování (Wall Thickening) a pohybu stěn LK (Wall motion). Polární mapy jsou tvořeny řezy podél krátké osy srdeční rozvinuté do plochy kruhu, v jehož středu je hrot srdeční a na obvodu baze levé komory. Vpravo dole kvantitativní analýza ve srovnání s normálovou databází.

Použitá barevná škála (vlevo)- každý pixel je zobrazen barvou odpovídající počtu impulzů, které obsahuje. [8]



Obrázek 13 standartní orientace tomografických řezů při SPECTu myokardu [zdroj: 8]

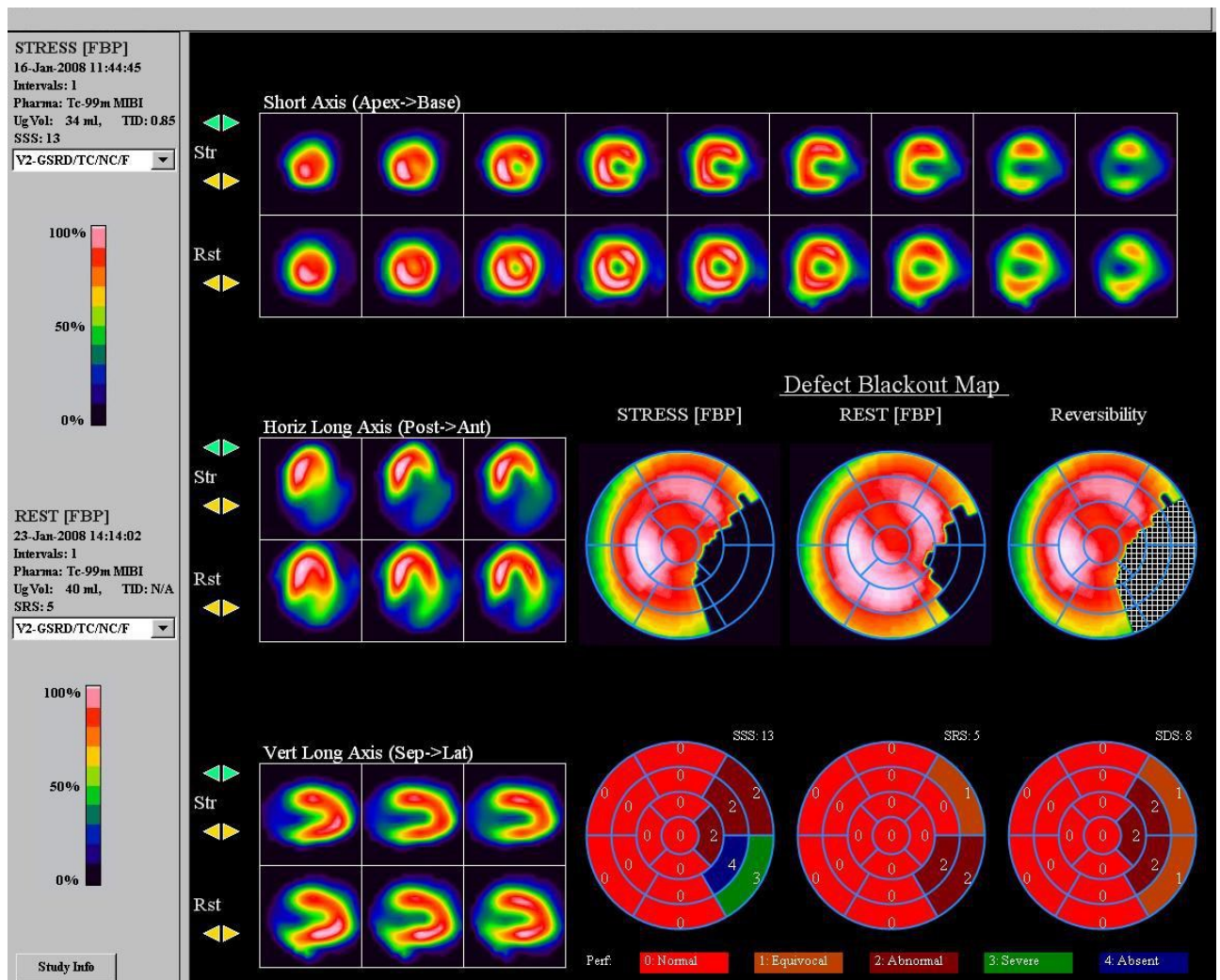
Závěr: Fyziologický nález. Zátěží podmíněná porucha perfuze myokardu LK neprokázána. Riziko náhlé srdeční smrti a akutního infarktu myokardu je nízké (0,3%, respektive 0,5% ročně).

Klidové SPECT zobrazení nebylo provedeno.

Na koronarografii hraniční stenóza RMS (ramus marginalis sinister), jinak normální nález. [8]

8.2,2 Kazuistika 2 nemoc jedné koronární tepny

87letá pacientka vyšetřována pro námahovou anginu pectoris. Pro artropatii nebyla schopná adekvátní fyzické zátěže. Farmakologický test dipyridamolem pozitivní (stenokardie, EKG změny).



Obrázek 14 dipyridamol stress/rest 99mTc-MIBI SPECT s parciálně reverzibilním defektem perfuze na boční stěně [zdroj: 8]

Na obrázku číslo 14 jsou tomografické řezy myokardem levé komory srdeční negativované při zátěžovém vyšetření a za klidových podmínek. Polární mapy perfuze myokardu levé komory při zátěžovém vyšetření (STRESS), klidovém vyšetření (REST) a rozdíl mezi klidovým a zátěžovým vyšetření (reversibility). Defekt na boční stěně je po zátěži úplný, v klidu se perfuze zlepšuje, neúplný defekt však trvá. [8]

Vpravo dole kvantitativní analýza ve srovnání s normálovou databází.

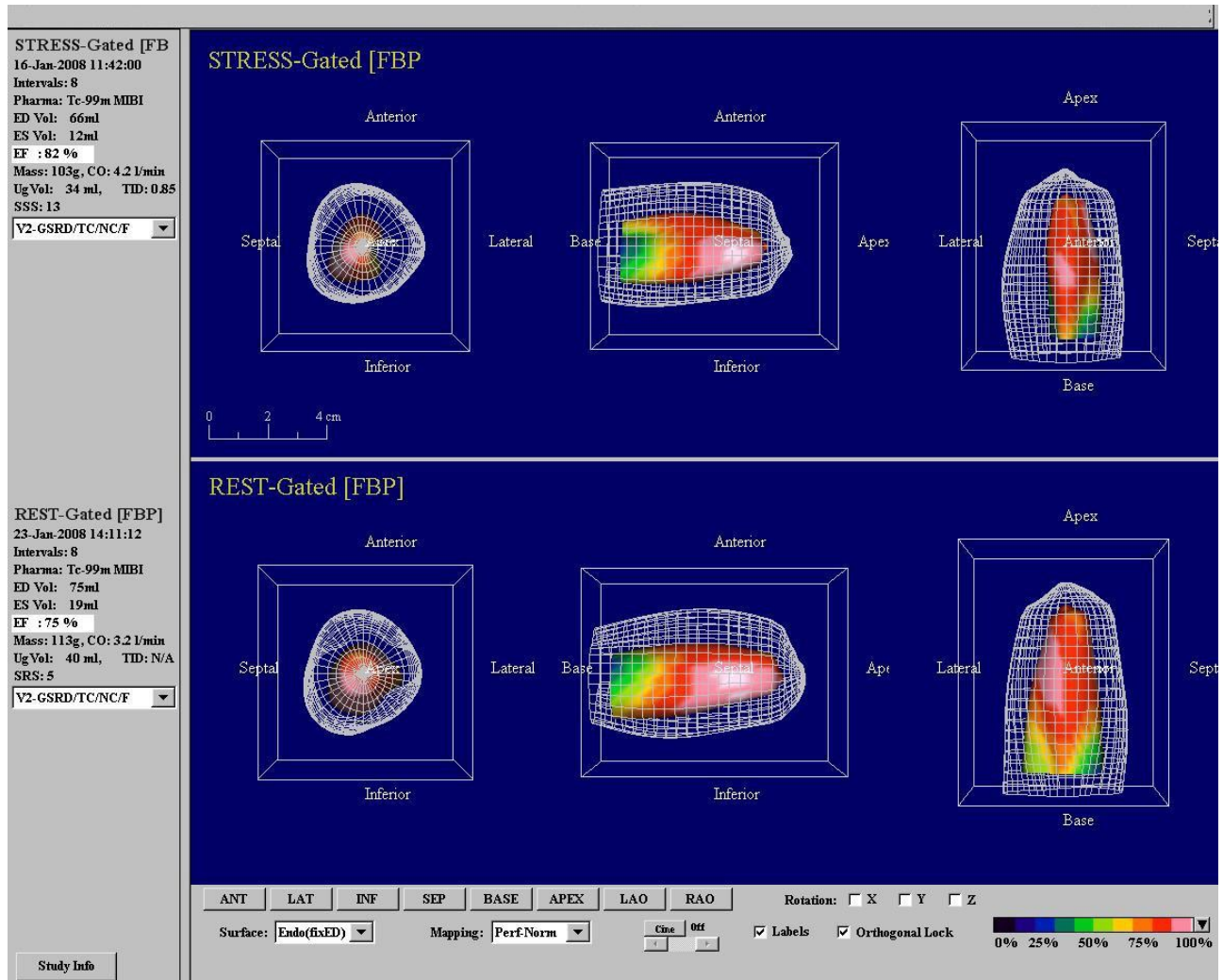
Sumační skóre – vyjadřuje stupeň a rozsah poruchy perfuze. Myokard levé komory je rozdělen do 17ti segmentů a každý segment může mít 5 stupňů postižení (0-4). Součet postižení všech segmentů udává sumační skóre. Čím vyšší je číslo, tím výraznější je porucha perfuze.

SSS (sumed stress score)= sumační skóre pro zátěžové vyšetření, SSS=13 svědčí pro středně abnormální perfuzi.

SRS (sumed rest score)= sumační skóre pro klidové vyšetření, SRS=5.

SDS (sumed difference score)= součet rozdílů mezi jednotlivými segmenty při zátěži a v klidu.

Udává rozsah a stupeň zátěži podmíněné poruchy perfuze, SDS=8. [8]



Obrázek 15 gated SPECT 3D [zdroj: 8]

Na obrázku číslo 15 je gated SPECT 3D zobrazení endokardiálního povrchu levé komory v ED (zobrazena mřížkou) ES (zobrazena neprůhledně) s normální kinetikou LK při vyšetření po zátěži (STRESS-Gated) i v klidu (REST-Gated). EF po zátěži i v klidu více než 70%.

Závěr: Parciálně reverzibilní defekt perfuze na boční stěně, významný zátěžový, lehký klidový. Zátěží navozený defekt perfuze zaujímá 20% myokardu levé komory srdeční.

Bez poruchy funkce levé komory.

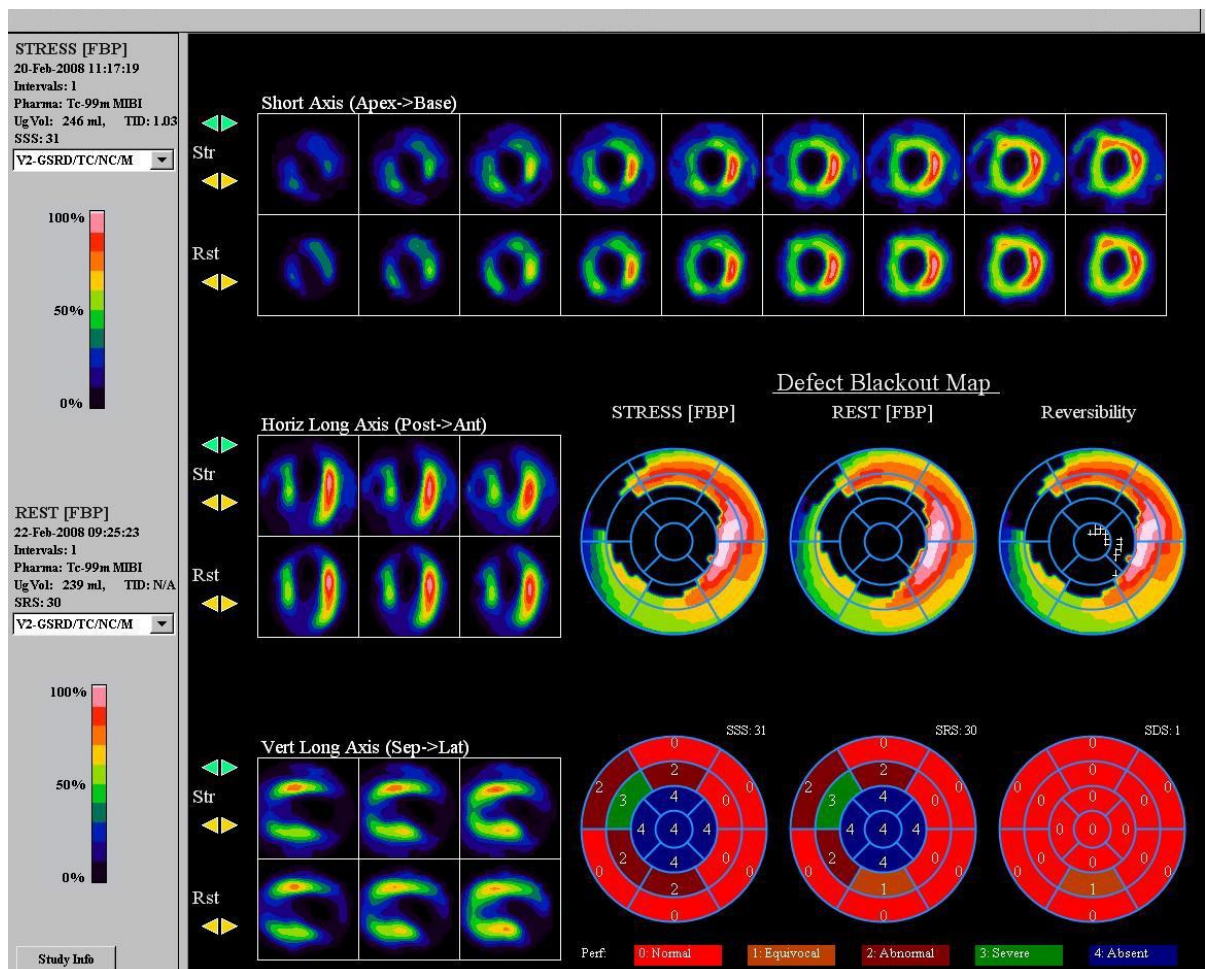
Dle skóring systému (SSS=13) je riziko náhlé srdeční smrti 2,3% ročně, akutního infarktu 2,9% ročně.

Na koronarografii zjištěna závažná stenóza ramus diagonalis.

Byla provedena PCI s implantací stentu. [8]

8.2,3 Kazuistika 3 vyšetření viability myokardu

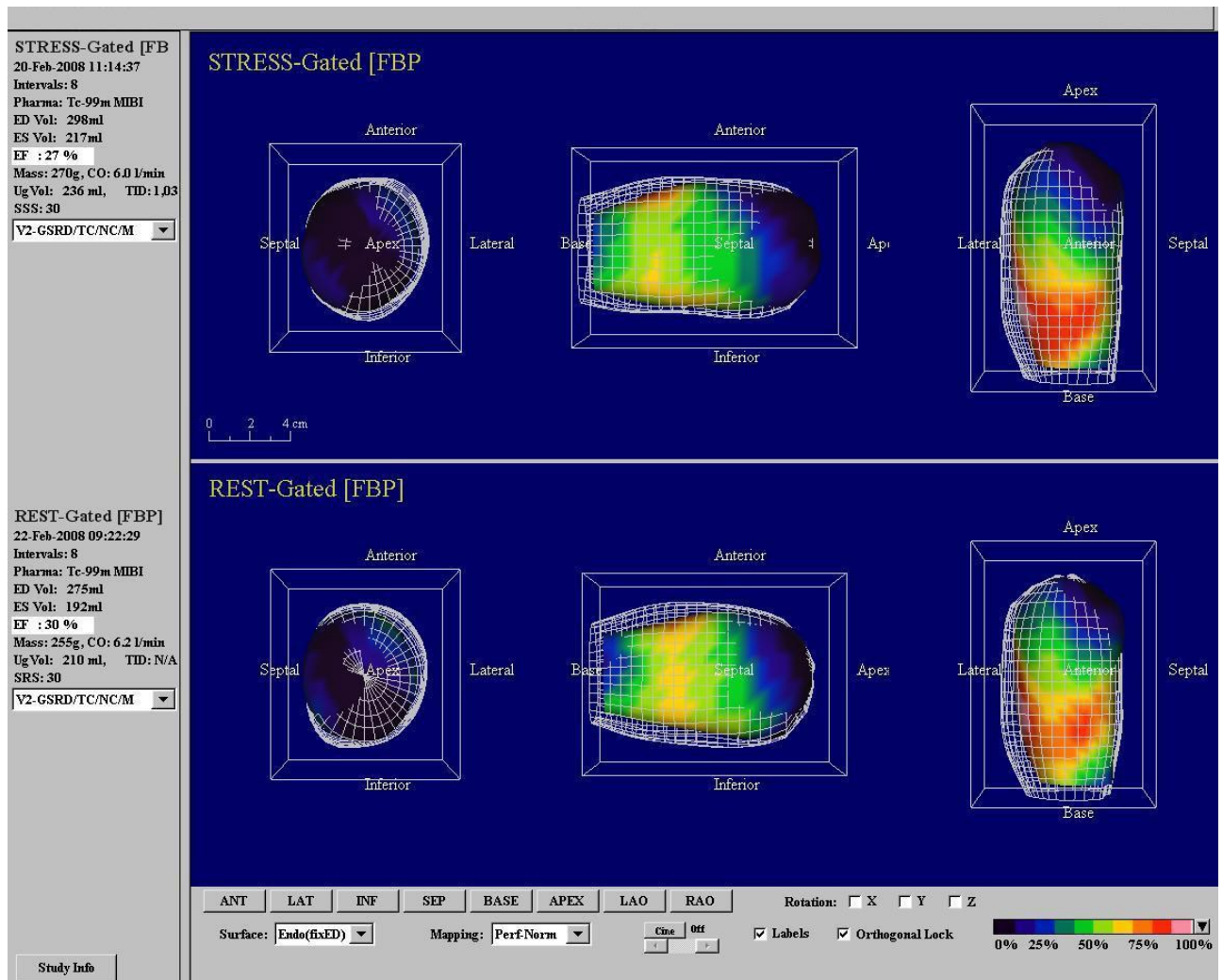
67letý pacient s anamnézou předchozího infarktu myokardu léčeného trombolýzou. Na SKG stenóza kmene arteria coronaria sinistra, nemoc tří tepen. Echokardiografie+transesofageální echokardiografie dilatace všech srdečních oddílů, těžká systolická dysfunkce levé komory (EF LK 20%) při dyskínéze hrotu a anteroseptálně, akinéze baze spodní stěny a hypokinéze ostatních oblastí. Indikován k vyšetření ke stanovení viability myokardu před zvažovaným aortokoronárním by-passem. [8]



Obrázek 16 stress/rest MIBI SPECT [zdroj: 8]

Zátěž: biciklová ergometrie do 75W byla limitována celkovým vyčerpáním pacienta, bez bolesti na hrudi. Maximální krevní tlak a srdeční frekvence byly 195/75 mmHg, 129/min. EKG známky ischemie při zátěži 75W. [8]

Na obrázku číslo 16 vidíme SPECT s rozsáhlým závažným fixním defektem perfuze v oblasti hrotu až v přilehlé distální části LK, zvláště v oblasti anteroseptální a inferolaterální. Je přítomna trvalá střední hypoperfuze septa a distální střední čtvrtiny přední stěny.



Obrázek 17 gated SPECT 3D [zdroj: 8]

Zobrazení endokardiálního povrchu (obrázek č. 17) levé komory v ED (zobrazena mřížkou) a ES (zobrazena neprůhledně) ukazuje při vyšetření po zátěži (STRESS- Gated) i v klidu (REST- Gated) akinézu septa, dyskinézu hrotu, hypokinézu ostatních oblastí. Vzhledem k úplnému defektu perfuze v oblasti hrotu je vymezení endokardiálního povrchu v této oblasti jen přibližné.

Závěr: Rozsáhlý závažný fixní defekt perfuze v oblasti hrotu až v přilehlé distální části LK, zvláště v oblasti anteroseptální a inferolaterální. Je přítomna trvalá střední hypoperfuze septa a distální střední čtvrtiny přední stěny. Významná zátěži podmíněná porucha perfuze není přítomná. V oblasti trvalého závažného defektu na hrotu až v přilehlé distální části LK není zachován viabilní myokard, odhalen zaujímá cca 35% myokardu LK. V ostatních oblastech je viabilita myokardu zachována. [8]

II. Část praktická

1. Perfúzní scintigrafie myokardu

Perfúzní scintigrafie myokardu je nejpoužívanějším vyšetřením ze scintigrafických vyšetření srdce a proto se v teoretické části bakalářské práce zaměřím hlavně na ní.

Lékař, který indikuje vyšetření, vysvětlí pacientovi důvod, princip, postup a možné nežádoucí komplikace vyšetření. Upraví pacientovi medikaci a řekne mu, které léky nemá užívat (viz. příloha číslo 1). Dále vystaví pacientovi žádanku na vyšetření, kterou pošle na oddělení nukleární medicíny. Tam pracovníci zařadí pacienta do seznamu a jeho vyšetření naplánují spolu s jinými vyšetřeními stejného nebo podobného typu, aby optimalizovali využití zdrojů. Poté pacienta kontaktují a sdělí mu datum plánovaného vyšetření a zjistí, jestli se pacient bude moci dostavit. Před vyšetřením se pacient dle pokynů připraví a to tak, že vysadí (dle indikace) některé léky jako nitráty s protrahovaným účinkem, blokátory vápníkového kanálu a betablokátory. Pacient má přijít na lačno (u diabetiků to není nezbytné, dodržují svůj režim) a má mít s sebou zprávu s výsledkem z ergometrie.

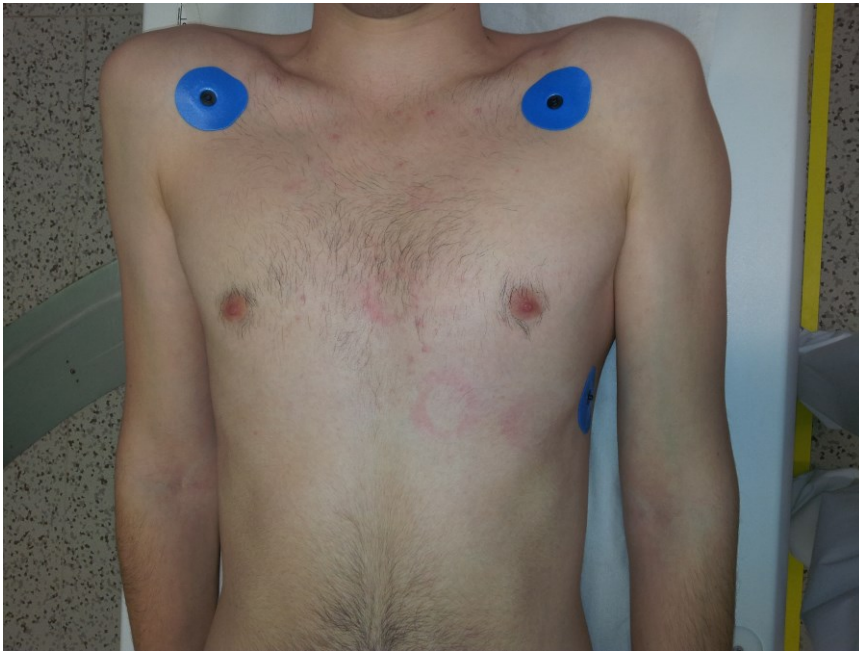
Pacient v den vyšetření přijde na oddělení nukleární medicíny a hlásí se na recepci, kde mu řeknou kam má jít a kde čekat. **Radiologický asistent** pozve pacienta do vyšetřovny a zkontroluje jeho identitu, shodu údajů na žádance, případné alergie, zjistí dušnost, bolest nohou a v případě pacientky v reprodukčním věku se zeptá, zda není těhotná. Požádá pacienta, aby si sundal boty a horní část oblečení. Poté radiologický asistent zavede periferní žilní kanylu a připraví si pomůcky. Napojí pacienta na čtyřsvodové EKG a tonometr. Z výsledků z ergometrie lékař určí požadovanou fyzickou zátěž, které má pacient dosáhnout. Radiologický asistent změří pacientovi klidový TK a P. Poučí ho, aby v případě obtíží jako například bolest na hrudi, dušnost či jiných obtíží o nich asistentovi řekl. Pacient se posadí na bicyklový ergometr a požádáme ho, aby začal šlapat. Začínáme se zátěží 25-60 W a zátěž postupně zvyšujeme podle individuální výkonnosti pacienta. Po celou dobu sledujeme pacienta a naměřené hodnoty. Zátěž provádíme do maximální tepové frekvence (220 minus věk pacienta) či do submaximální (200 minus věk). Zátěž by neměla být kratší než 4 minuty (ovšem limitována symptomy). Na vrcholu zátěže aplikuje lékař nebo radiologický asistent radiofarmakum, flexilu pak ještě propláchne sterilním fyziologickým roztokem. Po aplikaci pokračuje pacient v zátěži při použití ^{201}Tl 1 minutu a u $^{99\text{m}}\text{Tc}$ značených radiofarmak 1,5 minuty. Po skončení zátěže radiologický asistent požádá pacienta, aby snědl kousek čokolády (nebo něčeho jiného tučného) aby se mu vyprázdnil žlučník (tak nás nebude při snímání rušit

jeho zvýšená akumulace KL). Pak pacienta asistent položí na vyšetřovací stůl gamakamery do polohy vleže na zádech s levou rukou za hlavou mimo zorné pole gamakamery, jak ze znázorněno na obrázku č. 18 (eventuálně může dát pacient za hlavu obě ruce), pacienty u kterých je možnost absorpce záření tukovou tkání anebo bránicí můžeme doplnit projekcí v pozici vleže na břiše (také vhodné pro pacienty s klaustrofobií).



Obrázek 18 pozice pacienta při perfuzní SPECT myokardu [zdroj: autor]

Pacientovi necháváme 3 elektrody (jejichž umístění je znázorněno na obrázku č.18) a pomocí nich provádí radiologický asistent SPECT s EKG gatingem. Používané tři elektrody slouží jako končetinové svody. SPECT následně doplňujeme CT (před kterým sundáme zbylé elektrody). Při použití ^{201}Tl zahájíme vyšetření 5-10 minut po podání radiofarmaka (vzhledem k redistribuci je nutné, aby vyšetření bylo provedeno do 30 minut po podání radiofarmaka). Při použití $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -značených radiofarmak se akvizice dat zahajuje 15-30 minut od aplikace (pozdější ukončení SPECT vyšetření není chybou).



Obrázek 19 rozmístění třech elektrod při SPECT [zdroj: autor]



Obrázek 20 tři elektrody používané při SPECT [zdroj: autor]

Po skončení akvizice radiologický asistent pacientovi dle potřeby dopomůže ze stolu a řekne mu, aby se oblékl. Pacientovi řekne, aby se šel projít a že se může najíst (nesmí tučné a kofein), neměl by vykonávat zvýšenou zátěž (rychlá chůze) po dobu dvou hodin. Pak se vrátí a pokračuje se s klidovým vyšetřením.

Farmakologická zátěž: Při farmakologické zátěži se používají stejná radiofarmaka a postupuje se stejně, jako při fyzické zátěži, jen namísto zátěže fyzické se provádí zátěž farmakologická.

Zátěž s vasodilatačními látkami (dipyridamol nebo adenosin). Pacienti nesmí nejméně 12

hodin před vyšetřením užít léky nebo potraviny obsahující kofein, tein a ostatní methylxantinové deriváty, které by interferovaly s vasodilatačními látkami (káva, čaj, čokoláda, banány, theophyllin apod.). Vysazování betablokátorů není nutné.

U dipyridamolu je obvykle preferována standardní dávka - i.v. infúze 0,56 mg/kg váhy během 4 minut. Současně může pacient podstoupit fyzickou zátěž, která však už nevede k dalšímu rozšíření koronárního řečiště. V případě komplikací po dipyridamolovém testu lze s indikací lékaře vyblokovat jeho účinek 100-300 mg aminophyllinem i.v..

U adenosinu je doporučována dávka 0,14 mg/kg/min. během 6 minut. Adenosin má krátký plazmatický poločas a jeho vedlejší účinky odeznívají rychle po přerušení infúze.

Při zátěži ino/chronotropní adrenergní látkami (dobutamin, dobutamin+atropin, arbutamin) mají pacienti vysazeny betablokátory 48 hod. před vyšetřením.

Dobutamin podáváme v infúzi od nízkých dávek (obvykle se zahajuje 5-10 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}.$) a postupně koncentraci dobutaminu zvyšujeme každé 3 minuty. Až do koncentrace 40 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}.$ Během testu se monitoruje EKG, TK a TF. U pacientů s nedostatečným nárůstem TF (pod 85% maximální aerobní kapacity) může indikovat lékař podání atropinu i.v. čímž dosáhneme tachykardie. Radiofarmakum aplikujeme 1-2 minuty před ukončením protokolu. Vedlejší účinky dobutaminu lze vyblokovat metoprololem (1-5 mg).

Klidovou SPECT perfuzi myokardu bez fyzické nebo farmakologické zátěže provádí radiologický asistent za 4 hodiny po ukončení zátěžového testu. 10 minut před zahájením klidového testu aplikuje radiofarmakum a opět položí pacienta na vyšetřovací stůl gamakamery do stejné polohy jako při zátěžovém testu. Spustí vyšetřovací protokol a po celou dobu testu kontroluje pacienta. Po skončení testu pacienta dostane z vyšetřovacího přístroje a pacient se může ustrojít. Edukuje pacienta, že by měl zvýšeně přijímat tekutiny a častěji chodit na toaletu, aby se radiofarmakum rychleji vyloučilo a nehromadilo se nadbytečně v močovém měchýři. Následující den by se měl pacient vyvarovat blízkého kontaktu s dětmi a těhotnými ženami. Jinak není nijak omezen. Rozloučíme se s pacientem. Nasnímaná data zkompletuje a předá lékaři k vyhodnocení. Zlikviduje použité jednorázové pomůcky dle provozního řádu a programu zabezpečení jakosti a eventuálně připraví přístroj na dalšího pacienta.

Po celou dobu práce s pacientem musíme mít na paměti (pokud už mu bylo aplikováno radiofarmakum), že je zdrojem ionizujícího záření. Proto bychom se měli co nejvíce chránit.

Chráníme se časem, vzdáleností a ochrannými pomůckami, přičemž největší úlohu pro nás hraje vzdálenost a čas. Proto je dobře, když jde s pacientem doprovod, který mu dopomůže.

2. Radionuklidová kardioangiografie (metoda prvního průtoku)

Pacienti indikovaní k vyšetření jsou předem objednaní (vyšetření se stejným nebo podobným technologickým postupem se obvykle provádějí v jeden den, aby se optimalizovalo využití radiofarmak a pracoviště). Před vyšetřením lékař odebere anamnézu pacienta, která je zaměřena na kontraindikace k vyšetření (gravidita, informace o prodělaných úrazech, operacích a nemocích s možným postižením skeletu, stav ledvinných funkcí, prodělaná vyšetření a terapii (či ještě probíhající)). Lékař stanoví přípravu a premedikaci před vyšetřením, ovšem zvláštní příprava není zpravidla nutná. Dále získá informovaný souhlas s vyšetřením (viz. příloha číslo 2). Pacient přijde na oddělení nukleární medicíny a na recepci odevzdá žádanku a kartičku zdravotní pojišťovny. Sestra na recepci ověří údaje z žádanky a ověří identitu pacienta. Pacient přijde na vyšetřovnu. **Radiologický asistent** si dotazem ověří jeho identitu (jméno, příjmení, rodné číslo). Seznámí ho s výkonem. Požádá ho, aby si odložil do pasu nahoru oblečení a sundal veškeré kovové předměty (náušnice, řetízky, kovové knoflíky, ...). Jde-li o ženu, zeptá se, jestli není těhotná. Zavede periferní žilní katétr do antekubitální žíly nebo do vena jugularis interna, eventuálně do vena subclavia. Připraví pomůcky (20 ml fyziologického roztoku do stříkačky, pomůcky na zvládnutí komplikací, ..., provádíme-li vyšetření regurgitační frakce, připravíme si pomůcky na snímání EKG) a natáhneme si radiofarmakum do speciálně chráněné stříkačky (olovo nebo wolfram) z lahvičky, kam ho připravil specializovaný farmaceut. Asistent pacienta uloží na vyšetřovací stůl. Zjistí, zda netrpí klaustrofobií. Pacient zaujímá polohu vleže na zádech. Radiologický asistent si připraví gamakameru a na ovládacím počítači odpovídající vyšetřovací program. Asistuje lékaři při podávání bolusu připraveného radiofarmaka a propláchně 20 ml fyziologického roztoku, poté znamená data gamakamerou jako dynamickou scintigrafii po dobu 60ti sekund. Po celou dobu vyšetření pacienta pozoruje a kontroluje přístroj. Po skončení vyšetření pacienta dostane z kamery. Zeptá se ho, jak se cítí. Dle potřeby mu dopomůže vstát (riziko závratě a pádu). Pacient se oblékne. Asistent ho informuje, že by měl více pít a často chodit na toaletu protože se radiofarmakum vylučuje močí. Následující den by se měl vyvarovat blízkého kontaktu s dětmi a těhotnými ženami. Jinak není nijak omezen. Rozloučí se s pacientem. Data o pacientovy, průběhu vyšetření a výsledky předá příslušnému lékaři, který je zpracuje, vyhodnotí a vytvoří závěr z vyšetření. Asistent zlikviduje použité

jednorázové pomůcky dle provozního řádu a programu zabezpečení jakosti a popřípadě se připraví na dalšího pacienta.

3. Radionuklidová rovnovážná ventrikulografie

Lékař stanoví přípravu a premedikaci před vyšetřením, při in vivo značení erytrocytů se podává premedikace chloristanem. Vyšetření se provádí na lačno, 48 hodin před zátěžovým testem vysadí pacient β blokátory (pokud lze) a odebere anamnézu. Pacient přijde na oddělení nukleární medicíny a na recepci odevzdá žádanku a kartičku zdravotní pojišťovny. Sestra na recepci ověří údaje z žádanky a ověří identitu pacienta. Pacient přijde na vyšetřovnu.

Radiologický asistent si dotazem ověří jeho identitu (jméno, příjmení, rodné číslo). Seznámí ho s výkonem. Požádá ho, aby si sundal boty a odložil horní část oblečení, zvláště pak veškeré kovové předměty z oblasti hrudníku. Nejprve pacientovi zavede do žíly periferní žilní kanylu a poté pacientovi nalepí elektrody, položí ho na vyšetřovací stůl gamakamery, napojí na EKG monitor. Připraví si na ovládacím počítači kartu pacienta, nastaví příslušný vyšetřovací protokol a jiná potřebná data. Do připravené periferní žilní kanyly aplikuje asistent nebo lékař připravené radiofarmakum. Asistent dále zkontroluje pozici pacienta a snímačů. Spustí vyšetřovací protokol. Snímání je řízeno EKG. Po celou dobu vyšetření pacienta pozoruje a kontroluje přístroj. Po skončení vyšetření pacientovi dle potřeby dopomůže ze stolu. Zeptá se, jak se cítí. Dle potřeby mu dopomůže vstát (riziko závratě a pádu). Pacient se oblékne. Asistent ho edukuje aby se od teď až do večera následujícího dne vyvaroval blízkého a dlouhého kontaktu s dětmi a těhotnými ženami. Jinak není nijak omezen. Rozloučíme se s pacientem. Data o pacientovi, průběhu vyšetření a výsledky radiologický asistent zkompletuje a předá příslušnému lékaři k vyhodnocení. Zlikviduje použité jednorázové pomůcky dle provozního řádu a programu zabezpečení jakosti.

III. Diskuze

Obor nukleární medicíny prodělal za posledních 20 let veliké změny a stále se rozvíjí. Dnešní metody nukleární medicíny jsou vysoce vyspělé a znamenají značný přínos pro vyšetřování ale i léčbu širokého spektra nemocných. Scintigrafické zobrazování myokardu má tu výhodu, že zobrazí funkci srdečního svalu tak, jako žádná jiná doposud využívaná metoda. Její slabina spočívá v tom, že nedokáže poskytnout tak přesné informace o morfologii jako například CT nebo magnetická rezonance. Abychom využili výhody těchto zobrazovacích modalit, tak je můžeme kombinovat (SPECT/CT, PET/CT). Pomocí (v dnešní době nejčastěji používané metodě scintigrafie myokardu) perfuzní scintigrafie myokardu můžeme třeba zjistit či vyloučit a stratifikovat rizika a prognózy u pacientů s ICHS, nebo zjistit, jaký vliv má zúžení koronární tepny na zásobení srdce krví.

Nukleární medicína je neustále se rozvíjejícím oborem, a proto je nezbytné, aby se radiologický asistent také dále vzdělával a držel krok s novými vyšetřovacími postupy. Základy sice zůstávají přibližně stejné, ale některé vyšetřovací postupy postupně zanikají a vznikají jiné, anebo se již zaběhlé metody vylepšují. Radiační zátěž pacienta při perfuzní scintigrafii myokardu je průměrně 5,5 mSv, což je srovnatelné s vyšetřením pomocí CT, například jedno CT hrudníku nebo břicha zatíží pacienta efektivní dávkou 8-10 mSv.

V nukleární medicíně pacienta zvenku neozařujeme, jako je tomu u ostatních zobrazovacích či terapeutických metod. Pacient je zde po aplikaci radiofarmaka ozařován zevnitř a současně je také zdrojem záření pro své okolí, proto by měl po vyšetření dodržovat radiačně hygienické zásady. Například by se neměl po určitou dobu (závislou na poločasů přeměny radiofarmaka) zdržovat v blízkosti dětí či těhotných žen. Radiologický asistent na nukleární medicíně je ozařován více než například v radioterapii nebo radiodiagnostice (s výjimkou skiaskopie, kde je zátěž také zvýšená). Proto by se měl snažit co nejvíce omezovat dávku, kterou obdrží. Omezit dávku lze třemi způsoby a to časem, vzdáleností a stíněním. Čas je proměnná, kterou můžeme ovlivnit tak, že se v blízkosti pacienta budeme zdržovat co nejmenší dobu, jak je možné, ale vždy musíme brát v úvahu stav pacienta a na kolik bude potřebovat naší pomoc. Vzdálenost ovlivňujeme společně s časem a to tím, že se držíme od pacienta (pokud lze) v přiměřené vzdálenosti, protože intenzita fotonového záření klesá s druhou mocninou vzdálenosti. S tím jsem měl zpočátku problémy, protože jako zdravotnického asistenta mě učili být vždy pacientovi co nejbližší a se vším mu pomoci a tak mi chvíli trvalo si tento návyk upravit a nechat pacienta, aby se více snažil sám. Ochranu stíněním nám zajišťuje stíněná ovladovna. Protože při některých protokolech se SPECT kombinuje s CT je nutné zajistit, aby

k vyšetřovacímu zařízení v době provozu CT nikdo nechodil. To je zajištěno světelným signalizačním zařízením u vchodů do vyšetřovny které upozorňuje na probíhající CT vyšetřování.

Existují národní radiologické standarty, což je soubor doporučení (standardů) a návod pro tvorbu místních radiologických postupů pro diagnostické a léčebné postupy na pracovištích nukleární medicíny, kde jsou stanovena jednotlivá vyšetření a jak je provádět, ovšem každé oddělení si je trochu přizpůsobí podle svých možností a zkušeností. Jedno vyšetření se pak může v jednotlivých případech lišit, záleží to na mnoha faktorech. Vyšetření si pozmění lékař podle toho, na co se chce zaměřit, dále se liší podle stavu pacienta, jeho věku a hmotnosti. Důležité je si vyšetření dopředu naplánovat. Vyšetření, která jsou stejná nebo mají podobné nároky, se plánují zpravidla na stejný den, aby se nemuselo připravovat několik druhů radiofarmak a optimalizovalo se využití zdrojů a pracoviště.

IV. Závěr

V první části své práce jsem shrnul základní informace v oblasti anatomie srdce, vysvětlil kdo to je radiologický asistent a jaké jsou jeho povinnosti. Popsal jsem fyzikální základy dané problematiky včetně pojmů z radiační ochrany. Jsou zde uvedeny informace o některých kardiovaskulárních onemocněních a principem jejich vyšetření. Vysvětlil jsem princip vyšetřovacích přístrojů a popsal hlavní vyšetřovací metody myokardu v nukleární medicíně.

V praktické části práce popisuji činnost radiologického asistenta při provádění SPECT vyšetření myokardu. Uvedl jsem přehledný postup práce, který by mohl pomoci studentům připravit se na výkon praxe.

V budoucnu by mohla být vytvořena skripta pro radiologické asistenty, kde by byly rozepsány postupy jednotlivých výkonů, jenž by pomohly studentům se ještě lépe a důkladněji připravit na výkon povolání. Eventuálně by mohl být k dispozici trenažer, kde by si studenti mohli zkusit zadávat informace do počítače a zkoušet simulovaná vyšetření. Vytvoření takového simulátoru by ovšem bylo velice pracné a nákladné, a proto se domnívám, že v blízké budoucnosti k tomu nedojde.

Seznam použité literatury

- [1]HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. Skriptum (Univerzita Palackého). ISBN 978-802-4423-500.
- [2]KOPECKÝ, Miroslav. *Somatologie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 313 s. Učebnice (Univerzita Palackého v Olomouci). ISBN 978-802-4422-718.
- [3]VLASTA MÍKOVÁ, Pořadatelka. *Nukleární medicína: průřez vyšetřovacími metodami v oboru nukleární medicína*. 4. vyd. Praha: Galén, 2008, 240 s. ISBN 978-807-2625-338.
- [4]MYSLIVEČEK, Miroslav. *Nukleární medicína*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 131 s. Skriptum (Univerzita Palackého). ISBN 978-802-4417-233.
- [5]SLEZÁKOVÁ, Lenka. *Ošetrovatelství pro zdravotnické asistenty*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 188, [4] s. Sestra. ISBN 978-802-4717-753.
- [6]SMITH, Tony. *Encyklopedie lidského těla: ilustrovaný průvodce jeho stavbou, funkcí a některými poruchami*. 4. vyd. Praha: Fortuna Print, c2005, 240 s. ISBN 80-730-9368-5.
- [7]RNDR. ULLMAN, Vojtěch. AstroNukl Fyzika: Jaderná fyzika a FYZIKA IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ. [online]. [cit. 2013-10-13]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/>
- [8]VLČEK, Petr. *Praktická cvičení z nukleární medicíny*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2010, 187 s. Skriptum (Univerzita Palackého). ISBN 978-802-4618-197.
- Česká republika. Vyhláška č.55/2011Sb. Ze dne 14.března 2011 o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. In: Sbírka zákonů České republiky. 2011 částka20. Dostupný také z:
<http://portal.gov.cz/app/zakony/zakonPar.jsp?idBiblio=73877&nr=55~2F2011&rpp=15#local-content>
- [9]STAŇKOVÁ, Bc. Jolana. *Nukleárně kardiologická praxe na Klinice nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc: Klinika nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc*.

Praktická radiologie. září 2010, roč. 15, č. 3.

[10]STAŇKOVÁ, Bc. Jolana. Nukleárně kardiologická praxe na Klinice nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc: Klinika nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc.

Praktická radiologie. září 2010, roč. 15, č. 4.

[11]KAMÍNEK, Milan. Atlas of nuclear cardiology: assessment of myocardial perfusion, function and viability in patients with suspected or known coronary artery disease = Atlas nukleární kardiologie : hodnocení myokardiální perfuze, funkce a viability u pacientů se suspektní nebo známou ischemickou chorobou srdeční. 1. vyd. Praha: Agentura Pankrác, 2003, 71 s. ISBN 80-867-8100-3.

Přílohy

Příloha 1 pozvánka na vyšetření

Vážená paní, vážený pane,

dostavte se na **vyšetření srdce** na Oddělení nukleární medicíny do Fakultní nemocnice v Hradci Králové budovy číslo 23 (naproti chirurgické klinice)

dne: **v** **hodin.**

Dostavte se na vyšetření **NALAČNO** a s výsledkem **ERGOMETRIE**.

24 HODIN PŘED VYŠETŘENÍM JE POTŘEBA VYSADIT TYTO LÉKY:

- 1) Nitráty s protražovaným účinkem (např. ISO-MACK RETARD, NITRO-MACK RETARD). V případě bolesti na hrudi použijte krátkodobě působící nitrát v tabletě či spray (např. NITROGLYCERIN tbl nebo MAYCOR spray).
- 2) Blokátory vápníkového kanálu (např. ISOPTIN, NIFEDIPIN, NORVASC, PLENDIL, LOMIR, CORDAFEN, CORDIPIN, CORINFAR, NIFESAN, BAYPRESS, VERAPAMIL, BLOCALCIN).
- 3) Beta blokátory (např. SANDONORM, TRIMEPRANOL, APO-PINDOL, PINDOLOL, VISKEN, BETALOC, METROPROLOL, ATENOLOL, BLOCOTENOL, TENORMIN, SECTRAL, LOKREN, LABETALOL, VASOCARDIN).

Ostatní medikace (léčba) zůstává beze změny.

Po skončení vyšetření se vrátíte ke své původní medikaci.

Jestli-že jste sledován či léčen pro arytmií, měl by jste každé vysazení léku na srdce konzultovat se svým ošetřujícím lékařem či s naším pracovištěm.

Při jakékoliv nejasnosti s vysazením medikace před vyšetřením se obračejte na svého ošetřujícího lékaře či na naše pracoviště.

Vyšetření trvá 5 - 6 hodin.

Jestli-že se nemůžete dostavit na vyšetření v určeném čase, prosíme, aby jste nám dali včas zprávu na telefonní číslo **49 583 2337**.

Oddělení nukleární medicíny
Fakultní nemocnice
500 05 Hradec Králové



Fakultní nemocnice, Sokolská 581, 500 05 Hradec Králové - Nový Hradec Králové

Tel.: 495 831 111 IČO: 00179906

Oddělení nukleární medicíny - 6681

Tel.: 495 832 337

**Souhlas pacienta/tky – zákonného zástupce
s aplikací radiofarmaka a následným vyšetřením na gamakameře**

Pacient/ka:
příjmení jméno titul

Rodné číslo: **Pojišťovna:**

Zákonný zástupce:
(otec, matka) příjmení jméno titul

Doprovod hospitalizovaného v jiném zdravotnickém zařízení:

.....
příjmení jméno titul pracovní zařazení
(zdravotní sestra, zřízenec)

Plánovaný výkon: **Scintigrafie myokardu**

Radiofarmakum: ^{99m}Tc-MIBI

Vážená paní, vážený pane,

na základě Vašeho zdravotního stavu doporučil Váš ošetřující lékař scintigrafické vyšetření na našem oddělení. Vyšetření se provádí na gamakameře po předchozí aplikaci radiofarmaka (léku označeného radioaktivním izotopem), obvykle nitrožilní. Zobrazení záchytu radiofarmaka umožňuje posoudit stav orgánů, přítomnost patologických ložisek apod.. Dle potřeby je scintigrafie doplněna nízkodávkovým CT. Interval mezi aplikací a vyšetřením závisí na typu výkonu. Vyšetření způsobuje nevelkou radiační zátěž organismu.

Nežádoucí vedlejší účinky (alergické reakce) se po aplikaci radiofarmak vyskytují zcela ojediněle. Pokud by se objevily po odchodu z našeho oddělení, obraťte se na svého ošetřujícího lékaře nebo pohotovost v místě bydliště, event. na Oddělení urgentní medicíny FN HK (495834120 nebo 495834130).

Před vyšetřením sdělte případné alergie v minulosti, u žen v reprodukčním věku těhotenství, podezření na těhotenství, kojení.

V den vyšetření je doporučen zvýšený příjem tekutin. Po vyšetření není nutné omezení obvyklého způsobu života, nedochází ke změně pracovní způsobilosti, není třeba měnit Váš léčebný režim. Po celý den vyšetření, je třeba omezit kontakt s malými dětmi a těhotnými ženami.

Podrobnější dotazy Vám ochotně zodpoví lékař aplikující radiofarmakum nebo jiný lékař oddělení.

Byl/a jsem srozumitelně seznámen/a s průběhem vyšetření. Byly mi zodpovězeny všechny mé otázky, a to srozumitelně, včetně všech rizik či komplikací.

Prohlašuji, že jsem lékařům nezamlčel/a žádné údaje o svém zdravotním stavu (včetně alergií), mně známé, které by mohly nepříznivě ovlivnit průběh vyšetření. Současně prohlašuji, že v případě výskytu neočekávaných komplikací, vyžadujících neodkladné provedení dalších zákroků nutných k záchraně mého života nebo zdraví souhlasím s tím, aby byly provedeny veškeré další potřebné a neodkladné výkony nutné k záchraně mého života nebo zdraví.

Souhlasím s plánovaným vyšetřením dne: v hodin

Podpis:

STRES

Aplikace radiofarmaka

Čas:

Způsob: i.v. s.c. jiný:

Místo: kubitální žíla vpravo vlevo

 předloktí vpravo vlevo

 dorsum ruky vpravo vlevo

 dorsum nohy vpravo vlevo

 jiné

REST

Aplikace radiofarmaka

Čas:

Způsob: i.v. s.c. jiný:

Místo: kubitální žíla vpravo vlevo

 předloktí vpravo vlevo

 dorsum ruky vpravo vlevo

 dorsum nohy vpravo vlevo

 jiné

Dle anamnestických údajů: Gravidita: ANO NE Kojení: ANO NE

Lékař/ka provádějící poučení a aplikaci radiofarmaka. Lékařské ozáření schválil/a lékař/ka:

– jmenovka a podpis: