

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

Jan Kodras

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

Hybridní zobrazování od A do Z
Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Alexander Malán

PLZEŇ 2014

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 28.3.2014

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování:

Děkuji MUDr. Alexanderovi Malánovi za odborné vedení práce. Na konzultacích mi poskytoval cenné rady, doporučil vhodné materiály a pomohl s výběrem vhodných kazuistik do praktické části.

Anotace

Příjmení a jméno: Kodras Jan

Katedra: Katedra záchranářství a technických oborů

Název práce: Hybridní zobrazování od A do Z

Vedoucí práce: MUDr. Alexander Malán

Počet stran: číslované 75, nečíslované 15

Počet příloh: 7

Počet titulů použité literatury: 20

Klíčová slova:

Nukleární medicína, hybridní systémy, SPECT/CT, PET/CT, radiofarmaka

Souhrn:

Bakalářská práce se zabývá hybridními přístroji na oddělení nukleární medicíny. Teoretická část obsahuje průřez této problematiky od fyzikálních aspektů přes technickou stránku samotných přístrojů, přehled používaných radiofarmak a v neposlední řadě výběr prováděných vyšetření. Praktická část demonstruje na vybraných pacientech význam těchto vyšetření.

Annotation

Surname and name: Kodras Jan

Department: Department of Paramedical Rescue Work and Technical Studies

Title of thesis: Hybrid imaging from A to Z

Consultant: MUDr. Alexander Malán

Number of pages: numbered 75, not numbered 15

Number of appendices: 7

Number of literature items used: 20

Key words:

Nuclear medicine, hybrid systems, SPECT/CT, PET/CT, radiopharmaceuticals

Summary:

This bachelor thesis treats with hybrid devices at the department of nuclear medicine. The theoretical part contains a summary of this issue from physical aspects to technical description of the devices themselves, overview of radiopharmaceuticals and also an example of implemented examinations. The practical part demonstrates the importance of these examinations on chosen patients.

Obsah

ÚVOD	11
TEORETICKÁ ČÁST	12
1. Fyzikální vlastnosti záření	12
1.1. Beta plus přeměna.....	12
1.2. Přeměna alfa	13
1.3. Záření gama	13
1.4. Interakce záření s hmotou	14
1.4.1. Fotoefekt	14
1.4.2. Comptonův rozptyl	14
1.4.3. Tvorba elektron pozitronového páru	15
2. HYBRIDNÍ PŘÍSTROJE	16
2.1. SPECT.....	16
2.1.1. Koncepce přístroje	16
2.1.2. Princip detekce	17
2.1.3. Zobrazení.....	18
2.1.4. Příprava pacienta	22
2.2. PET	23
2.2.1. Koncepce přístroje	23
2.2.2. Princip detekce	24
2.2.3. Zobrazení.....	24
2.2.4. Rušivé jevy a artefakty	26
2.2.5. Příprava pacienta.....	27
2.2.6. Indikace a kontraindikace.....	29
2.3. CT	30
2.3.1. Koncepce přístroje	30
2.3.2. Zobrazení.....	30
2.3.3. Provedení vyšetření	31
2.3.4. Příprava pacienta.....	32
3. RADIOFARMAKA	33
3.1. Radiofarmaka pro SPECT.....	34
3.1.1. ^{99m} Tc.....	34
3.1.2. ^{99m} Tc – MIBI, ^{99m} Tc – Myowiew	35
3.1.3. ^{99m} Tc – MDP	36
3.1.4. ¹²³ I – mIBG, ¹³¹ I – mIBG.....	36

3.1.5.	^{123}I – FP – CIT.....	37
3.1.6.	^{111}In – pentetreotid.....	37
3.2.	Radiofarmaka pro PET.....	38
3.2.1.	Fluoro – deoxy – glukóza.....	38
3.2.2.	Flourothymidin.....	39
3.2.3.	Fluorid sodný.....	40
3.2.4.	Rubidium.....	40
3.2.5.	F – DOPA.....	41
3.2.6.	Cholin.....	41
4.	VYŠETŘENÍ.....	42
4.1.	SPECT/CT vyšetření.....	42
4.1.1.	Perfúze myokardu.....	42
4.1.2.	SPECT/CT mozku.....	43
4.1.3.	SPECT/CT Sentinelové uzliny.....	44
4.1.4.	SPECT/CT zobrazení tumoru.....	46
4.1.5.	SPECT/CT přístítných tělísek.....	47
4.1.6.	SPECT/CT skeletálního systému.....	48
4.1.7.	SPECT/CT plic.....	50
4.2.	PET/CT vyšetření.....	52
4.2.1.	Fyziologické zobrazení.....	52
4.2.2.	Onkologie.....	52
4.2.3.	Zobrazení zánětu.....	54
4.2.4.	Neurologie/psychiatrie.....	55
4.2.5.	Viabilita myokardu.....	57
4.2.6.	Plánování terapie.....	58
	PRAKTICKÁ ČÁST.....	60
5.	CÍL PRÁCE.....	60
6.	KAZUISTIKY.....	60
6.1.	Kazuistika 1.....	60
6.2.	Kazuistika 2.....	64
6.3.	Kazuistika 3.....	66
6.4.	Kazuistika 4.....	67
6.5.	Kazuistika 5.....	72
6.6.	Kazuistika 6.....	76
7.	DISKUZE.....	83

ZÁVĚR.....	86
SEZNAM ZDROJŮ	87
SEZNAM ZKRATEK.....	89
SEZNAM OBRÁZKŮ	90
SEZNAM PŘÍLOH.....	91
PŘÍLOHY	92

ÚVOD

Jako téma bakalářské práce jsem si zvolil hybridní zobrazování.

Hybridní přístroje dnes tvoří základ většiny oddělení nukleární medicíny a jsou nedílnou součástí klinické praxe. Nukleární medicína je samostatným lékařským oborem, kde se mísí fyzika, matematika, elektronika, radiologie, biologie a samozřejmě medicína. Hybridní systémy umožňují zobrazit nejen funkční stránku vyšetřovaného orgánu, jak je tomu běžně na přístrojích nukleární medicíny, ale zároveň poskytují i složku anatomickou díky které je vyšetření přesnější a může se dosáhnout vyšší diagnostické kvality.

Především nástup PET/CT přístrojů je dnes velmi sledovaným tématem. Rozšiřuje se škála radiofarmak potřebných pro provedení specifických vyšetření a zároveň se zvyšuje dostupnost těchto vyšetření.

Cílem této práce je přiblížit čtenáři vyšetření na odděleních nukleární medicíny pomocí moderních hybridních přístrojů, kterými jsou SPECT/CT a PET/CT a seznámit je se základy těchto přístrojů.

Bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části popíši koncepci samotných přístrojů, používaná radiofarmaka a zároveň uvedu stručný přehled vyšetření na nich prováděných.

V praktické části se zaměřím na praktické využití hybridních přístrojů u různých onemocnění.

TEORETICKÁ ČÁST

1. Fyzikální vlastnosti záření

Výchozím principem nukleární medicíny je detekce ionizujícího záření vycházejícího z pacienta. Ionizující záření je takové, které má kvanta s natolik vysokou energií, že jsou schopna vyrážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat. (15)

Ionizující záření můžeme dělit na přímo a nepřímo ionizující. Mezi přímo ionizující patří záření alfa, beta⁺, beta⁻ a protonové záření. Přímá ionizace je způsobena nábojem, který vytrhává nebo vyráží elektrony z atomů. Oproti tomu záření nepřímo ionizující náboj nemá, a proto musí nejdřív předat svou kinetickou energii nabitým částicím, které následně ionizují. Mezi ně patří záření gama, záření rentgenové a neutronové. (15)

1.1. Beta plus přeměna

Zobrazování metodou pozitronové emisní tomografie PET je umožněno β^+ přeměnou. Jde o proces, kdy se proton mění na neutron, pozitron a neutrino. (15)

Při zabrzdění pozitronu setkáním s elektronem prostředí, kterým záření prochází, dojde k anihilaci. Pozitron i elektron zaniknou a vzniknou 2 fotony gama o energii 511 keV, které se šíří z místa vzniku v úhlu 180°. (5)

Jadernou přeměnu beta plus charakterizuje emitace částice beta plus, kterou je pozitron a je antičásticí pro elektron. Tento druh radioaktivní přeměny se vyskytuje u prvků s přebytkem protonů oproti neutronům. Nazýváme je neutron – deficientní jádra. Ačkoliv se nukleonové číslo při této přeměně nemění, protonové číslo se zmenší o 1 a tím dojde k posunu dceřiného jádra v periodické tabulce prvků o jedno místo doleva.

Aby byla radioaktivní přeměna umožněna, musí být splněna hmotnostně energetická podmínka $m(Z-1, N) + m_e < m(Z, N)$. Zde je $m(Z, N)$ hmotnost

atomového jádra s protonovým číslem Z a N číslo nukleonové, m_e je klidová hmotnost elektronu shodná s klidovou hmotností pozitronu. (15)

1.2. Přeměna alfa

Přeměna alfa je charakteristická emitací částice s dvěma protony a dvěma neutrony. Nově vzniklé jádro tak má o čtyři nukleony a 2 protony méně. Tím dojde k jeho posunu v periodické tabulce o dvě místa doleva. Podmínkou tohoto druhu radioaktivity je splnění hmotnostně energetické podmínky $m(Z-2, N-4) + m(a) < m(Z, N)$. Zde je $m(Z, N)$ hmotnost jádra prvku s protonovým číslem Z a nukleonovým číslem N a $m(a)$ charakterizuje klidovou hmotnost částice alfa. (15)

1.3. Záření gama

Záření gama doprovází všechny druhy radioaktivních přeměn. Po vyzáření korpuskulárního záření alfa nebo beta se nachází dceřiné jádro prvku v excitovaném stavu, nukleony mají vyšší energetickou vrstvu. Následkem toho dochází k deexcitaci jádra, kdy je energetický rozdíl vyzářen ve formě kvanta tvrdého elektromagnetického záření. Tímto vyzáření fotonů gama v jádře stabilizují energetické poměry a jádro pak již zůstává v základním stavu. Zářením gama se rozumí vysokoenergetické elektromagnetické záření, které vzniká deexcitací vzbuzených energetických hladin jádra vzniklého po radioaktivní přeměně. Energetické hladiny jsou v jádrech kvantovány. Z toho vyplývá, že i emitované fotony gama záření budou mít při určitém druhu deexcitace stejnou energii. Mají tedy čárové spektrum. V případě, že má dceřiné jádro více jak jednu excitovanou hladinu, dojde k emitaci několika skupin monoenergetických gama fotonů a spektrum bude tvořeno několika diskrétními čarami. Čisté zářiče záření gama neemitují. Jedná se například o ${}^3\text{H}$ nebo ${}^{14}\text{C}$. V přírodě však čisté zářiče neexistují, pouze zářiče smíšené. Ty emitují buď záření alfa a gama nebo záření beta a gama. Záření gama vždy následuje po emisi korpuskulárního záření. (15)

1.4. Interakce záření s hmotou

1.4.1. Fotoefekt

K fotoefektu dochází při interakci záření gama s obalovým elektronem atomu. Foton mu předá veškerou svou energii a sám zanikne. Tato energie je následně spotřebována na uvolnění elektronu z obalu atomu a na kinetickou energii vyraženého fotoelektronu. Elektron se získanou energií se uvolní z vazby na atom a vyletí s kinetickou energií E_e rovnou $E_g - E_v$, která je dána rozdílem energií záření E_g a vazbové energie elektronu E_v . K fotoefektu může dojít jen tehdy, pokud je energie elektronu, který dopadne vyšší než vazbová energie elektronu. (15)

Emitovaný fotoelektron se chová stejně jako beta přeměna. To znamená, že se odráží mezi atomy, ionizuje, až dojde k jeho úplnému zabrzdění. Místo po uvolněném elektronu je okamžitě zaplněno elektronem z vyšší slupky. Přebytek energie se vyzáří jako kvantum elektromagnetického záření, rentgenového charakteristického záření. (15)

V dalším případě může dojít k vyzáření Auger elektronu. To je charakterizováno jako proces takzvané vnitřní konverze. Jde o alternativní jev, kdy se předává přímo elektromagnetická energie bez vyzáření fotonu.

Účinnost fotoefektu je závislá na energii fotonů a vlastnostech materiálu, který je ozařován. Účinnost fotoefektu roste s protonovým číslem prvku Z . S počtem elektronů v atomovém obalu roste také pravděpodobnost absorpce energie fotonu a tak vzniku excitovaného stavu. Fotoefekt dominuje v oblasti nižších energií fotonového záření. Řádově se jedná o jednotky až desítky keV. Při energiích nad jeden až dva meV je už pravděpodobnost vzniku minimální. (15)

1.4.2. Comptonův rozptyl

K Comptonově rozptylu dochází, pokud se foton gama záření srazí s elektronem. Ten může být volný nebo slabě vázaný. Foton při nárazu předá část energie a pokračuje dále ve svém pohybu s jiným směrem a sníženou energií.

Pravděpodobnost tohoto jevu je spojena s hustotou látky. Roste s protonovým číslem Z a klesá s rostoucí energií fotonů. Tento druh interakce se nejvíce uplatňuje u gama záření se střední a vysokou energií a v látkách s nízkým protonovým číslem Z jakými jsou například voda nebo tkáň. (15)

1.4.3. Tvorba elektron pozitronového páru

Tvorba elektron – pozitronových párů je podmínka pro PET zobrazování. Jde o proces, kdy interaguje záření gama o vysoké energii s látkou. Vysokou energií je rozuměno vyšší než 1,022 MeV. Foton se pak přemění na částice elektron a pozitron. Elektron poté zůstává v látce, pozitron anihiluje s jinými elektrony, až dojde ke vzniku 2 fotonů, každý s energií 511 keV. Tento druh interakce je typický pro vysoké energie a látky s vysokým protonovým číslem. (15)

Pro nejvyšší energie záření gama, jakými jsou řádově mega, giga a teraelektronvolty je tvorba elektron pozitronových párů téměř výhradní jev. Fotoefekt a Comptonův rozptyl zde mají už jen velmi malý účinný průřez. Výpočty ukázaly, že účinný průřez tvorby elektron pozitronových párů je přímo úměrná druhé mocnině protonového čísla. (15)

2. HYBRIDNÍ PŘÍSTROJE

2.1. SPECT

2.1.1. Koncepce přístroje

Přístroj SPECT je základním přístrojem na oddělení nukleární medicíny. Jedná se o gamakameru neboli scintilační detektor. Každý scintilační detektor má své základní části. Jsou jimi scintilační krystal, světlovodič, fotonásobiče, kolimátor a elektronická vyhodnocovací souprava.

Scintilační krystal je standardně tvořen anorganickými scintilátory. To jsou materiály, které při průchodu ionizujícího záření tvoří záblesky. Dnes se již standardně používá jodid sodný aktivovaný thalliem NaI(Tl). Interakce dopadajícího záření je dána fotoefektem nebo Comptonovým rozptylem. Při těchto jevech se uvolňují elektrony, dochází k excitaci (nabuzení) scintilačního krystalu a následně ke vzniku viditelných záblesků světla.

Ve scintilačním krystalu se dopadající záření gama absorbuje ve velké míře. Pro počet fotonů vzniklých během jednoho záblesku, výšku impulzů na výstupu fotonásobiče a energii, kterou foton ztratil v detekční látce, platí přímá úměra. Tedy čím větší je ztráta, tím více bude vzniklých záblesků. Velikosti a tvary scintilačních krystalů se různě liší v závislosti na aplikacích, pro které je používán. Ke scintilačnímu krystalu je připojen světlovodič a k němu fotonásobič. Ve fotokatodě fotonásobiče vznikne fotoelektron, dopadne na dynodu a tím dojde k emisi sekundárních elektronů. Na každé následující dynodě se jejich počet znásobí až na celkový počet asi 10^6 elektronů. Ty na výstupu fotonásobiče vytvoří impulz. Ten může být napěťový nebo proudový. K detekčnímu zařízení náleží zdroj vysokého napětí zajišťující rozložení napětí mezi fotokatodou, dynodami a anodou. Mezi dynodami je rozdíl napětí, který urychluje elektrony, jejichž energie pak umožňuje sekundární emisi elektronů.

Scintilační krystal má standardně obdélníkový tvar s rozměry 40 až 50 centimetrů. Tloušťka krystalu byla dříve 12,7 milimetrů, u moderních přístrojů je to

9,5 milimetrů. Ke krystalu jsou světlovodičem připojeny fotonásobiče v počtu 60 – 90. Úkolem světlovodiče je usnadnění převodu fotonů ze záblesku v krystalu. (1)

Kolimátor pro tomografickou scintigrafii je stejně jako kolimátor pro planární scintigrafii vyroben z olova. Rozdělení kolimátorů je možno podle konfigurace, energie záření, pro které se využívá a podle vztahu mezi rozlišovací schopností a citlivostí kolimátoru. Kolimátory podle energie záření rozdělujeme na nízkoenergetické pro energie do 160 keV typické pro radionuklidy ^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{123}I . Střední energie do 300 keV typická pro radionuklidy ^{67}Ga a ^{111}In . Vysoké energie mají více než 400 keV a slouží k zobrazování pomocí ^{131}I nebo ^{18}F . Rozdíly v kolimátorech jsou dány tloušťkou přepážek mezi otvory kolimátoru, kdy při nízké energii je rozsah tloušťky od 0,2 milimetru do 0,3 milimetru a při vysoké energii od 2 milimetrů do 3 milimetrů. Podle rozlišovací schopnosti jsou děleny na kolimátory HR typu, které mají vysoké rozlišení a nízkou citlivost, LEAP typu se středním rozlišením a střední citlivostí a HS typu, které mají vysokou citlivost. (5)

2.1.2. Princip detekce

Tomografické zobrazení je založeno na zobrazení rovinného řezu s možností hodnotit prostorové vztahy bez toho, aby byly projekčně zkresleny. V případě SPECT, jednofotonové emisní tomografie, se jedná o variantu klasické planární scintigrafie. Nejčastěji se užívají dvouhlavé rotační scintilační kamery. Ty se během vyšetření otáčejí kolem vyšetřované oblasti na těle pacienta a jsou tak zaznamenávány informace pod různými úhly. V dnešní době se na odděleních nukleární medicíny používají pouze metody výpočetní tomografie. Ta na rozdíl od klasické tomografie vyobrazuje pouze zájmové struktury z vybrané vrstvy. Výpočetní tomografie umožňuje kromě axiálních řezů rekonstrukci jakékoliv roviny, jakými jsou roviny frontální, sagitální nebo šikmé. (5)

Elektrické impulzy, které vzniknou na výstupu fotonásobiče, se dále zpracovávají elektronickou částí zařízení. V zesilovači se zesílí jejich amplituda a postupují dále k amplitudovému analyzátoru a třídí se podle výšky. Zde lze vybrat pouze určité „okno“ do kterého impulzy spadají. Okno tvoří dolní a horní diskriminační hladina. Scintilačním detektorem lze dále měřit rozložení výšek impulzů neboli scintigrafiční spektrum zářiče. To se skládá z jednoho nebo více fotopíků a Comptonova

spojitého spektra. Impulzy fotopíku přísluší fotonů záření gama, které ve scintilátoru ztratily celou svou energii. U spojitého spektra se detekují impulzy fotonů po Comptonově rozptylu v krystalu nebo těle pacienta a detekovala se pouze jejich část. Při všech vyšetřeních se nastavuje okno analyzátoru na fotopík měřeného radiofarmaka. (5)

Před každým měření je dále nutné znát pozadí přístroje. To jsou impulzy, které dopadají na detektor bez přítomnosti zdroje záření a je to například kosmické záření nebo přírodní radioaktivní materiál v okolí přístroje. Pozadí přístroje se snižuje olověným stínícím krytem. (5)

Detekce a zobrazení není dokonalé a potýká se s řadou chyb a rušivých jevů. Nejvýznamnějšími z nich jsou atenuace záření a rozptyl. K zeslabení záření dochází v důsledku absorpce fotoefektem a Comptonovým rozptylem. Při atenuaci je celkově počet fotonů vylétávajících ze středu těla snížen asi 10x, u hlavy je to asi 5x. K eliminaci tohoto problému slouží řada metod jako transmisní měření nebo jako v našem případě, u hybridních systémů, CT. Při rozptylu se jedná o fotony, které ztratily částečně svou energii a i po změně trajektorie dopadly na detektor. Takto vzniklý impulz je chybně lokalizován a tím i místo ze kterého vylétl. V důsledku rozptýleného záření, které může tvořit 10 – 60% impulzů, je snížen kontrast výsledného obrazu, je zvýšeno pozadí snímku a zkrácena intenzita. (5)

Výhodou SPCT je výrazně vyšší kontrast obrazu než u klasické planární scintigrafie. Při SPECT se snímá pouze obraz zvolené vrstvy. Po rekonstrukci je tedy možné lokalizovat informaci ve třech rozměrech. Dále nevzniká šum v důsledku překryvu jednotlivých struktur. Naopak jeho nevýhodou je horší prostorová rozlišovací schopnost, protože kolimátor kamery je dále od pacienta. (7)

2.1.3. Zobrazení

Jak již bylo uvedeno, hybridní přístroje SPECT/CT zobrazují jak rozložení radiofarmaka ve tkáni, tak dávají informaci o struktuře vnitřních orgánů. Informace jsou průběžně uloženy v paměti počítače a následně rekonstruovány. Zobrazovací schopnost je u přístroje SPECT 5 – 20 mm, u CT přístroje je to 1 mm. Výhodou

SPECT přístrojů je vyšší kontrast snímků. Toho je dosaženo eliminací superpozice projekcí a následně možností kvantifikace radiofarmaka ve tkáni.

Vyšetření výpočetní tomografií probíhá ve dvou fázích. V první se provádí záznam projekcí a následně jsou rekonstruovány obrazy. Záznam může probíhat třemi způsoby. Jsou jimi plynulý záznam neboli list mode, maticový záznam neboli frame mode a intervalový záznam. (5, 7)

U plynulého záznamu, list mode, se jednotlivé impulzy průběžně ukládají do počítačové paměti tak, jak přicházejí do kamery během vyšetření. Ukládají se souřadnice v ose x a y a časové značky. Výhodou této metody je sestavování výsledného obrazu do různých matic a volba časových intervalů. (7)

Maticový záznam, frame mode, dnes v nukleární medicíně převažuje. Impulzy se ukládají přímo do předem zvolené matice. Ve scintigrafii se používá matice 64 x 64 až 512 x 512 a vyšší. Snímání je ukončeno po určité době nastavenou před zahájením skenování nebo po registraci určitého počtu impulzů. Výhodou této metody je rychlé přímé vytváření obrazu a menší nároky na paměť počítače. Naopak nevýhodou je nemožnost měnit matici ani interval záznamu. (7)

Intervalový záznam umožňuje eliminovat rozmazání obrazu v důsledku periodických pohybů vyšetřovaného orgánu. Především se jedná o srdeční činnost a dechové pohyby. Principiálně jde o nasnímání více obrazů v jednotlivých fázích pohybujícího se orgánu a následně synchronizaci záznamu obrazu s těmito pohyb, například pomocí EKG. (7)

Po snímání přichází proces rekonstrukce. Jednotlivé projekce vzniklé během snímání se průběžně ukládají do paměti počítače a tvoří takzvaný sinogram, což jsou řádky pomocného obrazu. Každý z nich představuje kompletní sadu projekcí, ze kterých se rekonstruuje jedna vrstva. Rekonstrukce obrazu probíhá dvěma základními postupy. Těmi jsou filtrované zpětná projekce a iterativní algebraické rekonstrukční techniky. (5)

Filtrovaná zpětná projekce je založena na promítání jednotlivých sinogramů zpět do prázdného obrazu paměti počítače ve stejných úhlech, v jakých byly zaznamenány, ale v opačném směru. Projekce zastoupená číslem v obrazovém prvku řádku se přičítá ke všem obrazovým prvkům obrazu vrstvy podél přímky, ve které bylo při původní projekci této vrstvy nasčítáno. V místě vrstvy zdroje záření vznikne velký součet a místo vyznačí. Nevýhodou takto vytvořeného snímku je neostrost a malý kontrast struktur. To je dáno tím, že při zpětném promítání

přispívají projekce určitou hodnotou i do obrazových prvků obrazu, ve kterých mají být nuly. K největšímu zkreslení tedy dochází v okolí zobrazovaného objektu, zdroje záření. Superpozicí zde vzniká artefakt zvaný hvězdicový efekt a obrazem pak není bod ale hvězdice. K odstranění neostrosti a hvězdicového artefaktu se využívá filtrace projekcí. Jednotlivé řádky jsou před zpětnou projekcí zpracovány filtrem k výraznému potlačení četnosti impulzů v plochých místech bez hran a zdůrazní hrany přidáním negativní hodnoty obrazovým prvkům na vnější straně průmětu hrany. Při zpětném promítání filtrované projekce jsou do vytvářeného obrazu přičítána záporná čísla. Ta se sčítají v místech s hvězdicovým artefaktem, vysoké hodnoty jsou sníženy a kontrast artefaktu je potlačen. Výsledný obraz je pak ostřejší a kontrastnější. Na tomto principu pracuje většina rekonstrukčních algoritmů pro emisní i transmisní výpočetní tomografii. Výhodou této metody je jednoduchost a rychlost výpočtu výsledného obrazu. Naopak nevýhodou je pak zesílení šumu, na který je nutno použít jiný druh filtrace, a zbytkové artefakty. Obraz pořízený scintilační kamerou obsahuje řadu vad způsobených nedokonalostí kamery, zeslabením záření nebo jeho rozptylem. Výběrem vhodného energetického okna, korekcí na vzdálenost měřenou v boční projekci lze část vad odstranit. Tomografické zobrazování je na tyto vady více náchylné, než je tomu u planárního zobrazení a mohou vést k závažným artefaktům a chybám. To je důsledek hromadění chyb v různých projekcích. S příchodem korekčních algoritmů, které nebylo možné při filtrované zpětné projekci použít, se začaly využívat alternativní rekonstrukční metody neboli iterativní algebraické rekonstrukční techniky. (5)

Iterativní postupy jsou široká a různorodá skupina metod. Společným principem je postupné odhadování obrazu vrstvy, ve které je možno provést korekci zobrazovacích vad. V prvním odhadu obrazu je například zobrazován homogenní snímek, kdy je v obrazových prvcích stejné číslo. Toto číslo je průměrem hodnot ze všech projekcí. Dalším krokem je sestavení projekce obrazu ve stejných úhlech, ve kterých byly získány při vyšetření. Projekce se poté porovnávají se skutečnými projekcemi a rozdíly zpětně promítány do obrazu vrstvy. Tím je provedena částečná oprava a získán přesnější odhad. Tyto projekce se dále porovnávají se skutečnými projekcemi a provádí další opravy. Takto se postupuje, dokud se liší projekce vrstvy od skutečných. Iterativní postupy se liší způsobem, jakým se opravy provádí a výběrem kritérií, jakými se posuzuje výsledek

rekonstrukce. Tím může být minimální kvadratická chyba, maximální entropie, maximální věrohodnost apod. Výhodou této techniky je využití apriorních informací. Pokud jsou například známy kontury zobrazovaného objektu z jiného vyšetření, lze tuto informaci využít při konstrukci prvního odhadu. Tím dojde k urychlení a zpřesnění výpočtu. Další výhodou je korekce zobrazovacích vad. U projekcí zpřesňovaného obrazu lze simulovat vliv známých vad a jejich vliv kompenzovat. Nevýhodou jsou velká výpočetní náročnost a obtížně řešitelné teoretické problémy, které s vývojem výkonných počítačových systémů a dokonalejším výpočetním algoritmům odpadají. (5)

Mezi parametry ovlivňující obraz u scintilačních kamer patří zejména homogenita, prostorová rozlišovací schopnost a citlivost. (5)

Homogenita zorného pole neboli uniformita je vlastně schopnost scintilační kamery zobrazovat homogenní rozložení aktivity zdroje záření. Výsledkem je pak obraz s homogenním jasem. V případě porušení se takový zdroj zobrazí jako nesourodá plocha a budou zle zřetelné oblasti s různou intenzitou. (5)

Prostorová rozlišovací schopnost je vyjádřena jako šířka profilu v obraze bodového nebo liniového zdroje v polovině výšky tohoto profilu. Označeno je to FWHM (full width at half maximum). Dva zdroje, ať už bodové nebo čárové, uložené blízko sebe, mohou být od sebe odlišeny, pokud jsou od sebe vzdáleny alespoň o prostorové rozlišení FWHM. (5)

Citlivost scintilační kamery někdy označována jako detekční účinnost je popisována jako četnost impulzů, která se měří plošným zdrojem záření s průměrem 10 cm, vztažená na 1 MBq. Citlivost je nepřímo úměrná prostorové rozlišovací schopnosti. Tedy čím je vyšší citlivost, tím nižší je rozlišení. (5)

Mezi další parametry, které ovlivňují výsledný obraz, lze zařadit energetickou rozlišovací schopnost a časovou rozlišovací schopnost. Energetická rozlišovací schopnost je relativní pološířka fotopíku nuklidu ^{99m}Tc o energii 140 keV a je rovna nebo menší než 10%. Zhoršení pak vede ke snížení kontrastu obrazu. Časová rozlišovací schopnost je charakterizována tzv. mrtvou dobou přístroje. Tedy intervalem od jednoho záznamu impulzu k registraci dalšího. U moderních kamer je tato doba již zanedbatelná a při běžných vyšetřeních není nijak omezeno měření impulzů s vysokou četností. (5)

2.1.4. Příprava pacienta

Příprava pacientů na SPECT/CT vyšetření není až na některé vyšetření obvykle nutná.

Před vyšetřením srdce musí být pacient lačný a 24 hodin před vyšetřením nesmí konzumovat nápoje s obsahem kofeinu jako je káva, čaj nebo potraviny, které obsahují xantinové deriváty, například čokoládu, kakao nebo banány. Pacient rovněž vysazuje léky ovlivňující srdeční funkci.

U vyšetření mozku je nutné vysazení medikace. V případě, že je pacientovi podáváno radiofarmakum značené ^{123}I nebo ^{131}I , je zapotřebí příprava s nasyceným roztokem chloristanu sodného k ochraně štítné žlázy z ablace a absorpce volného jódu, zejména proto že štítná žláza je velmi citlivá na záření. Blokáda štítné žlázy by měla být zahájena 1 den před aplikací radiofarmaka a pokračuje po dobu 1 – 2 dnů v případě ^{123}I – mIBG nebo 2 – 3 dny u ^{131}I – mIBG pomocí 130 mg jodidu draselného na den, což odpovídá 100 mg jódu. V případě nesnášenlivosti chloristanu sodného je možné použít chloristan draselný je podáván 4 hodiny před aplikací radiofarmaka a pokračuje po dobu 2 dnů, 400 – 600 mg/den). Je také důležité vysadit některé léky, které mohou interferovat s vychytáváním mIBG. Jsou to tricyklická antidepresiva (amitriptylin, imipramin), sympatomimetika (fenylefrin, fenypropamolamin, efedrin, xylometazolinu a kokain) a také antihypertenziva, jako je labetalol, reserpin a blokátory kalciových kanálů. Pokud je to možné, tyto léky by měl být vysazen na dostačující dobu před scintigrafií. Rovněž je třeba zvážit použití nepředepsaných léků, a to zejména u dětí. Především použití nosních kapek nebo sprejů, které obsahují nebo xylometazolin bronchodilatancia, jako fenoterol, salbutamol, terbutalin a sultanol.

(7, 4)

2.2. PET

2.2.1. Koncepce přístroje

První kamery využívaly klasickou scintilační kameru s kolimátorem s dostatečně silnými septy. Vysokou energii anihilačního záření 511 keV však NaI(Tl) krystal absorbuje jen v malém procentu a tak byla účinnost jen velmi malá a získané obrazy měly velmi malé rozlišení. Další možností bylo využití dvoudetektorové scintilační kamery bez přídatných kolimátorů se zapojením koincidenčního obvodu, jehož úloha je současně vyhodnocovat scintilace na protějším detektoru. Ani tato metoda však nepřinášela výhody optimálního skenu. Konvenčním PET kamerám se blížili specializované systémy s hexagonálně uspořádanými šesti silnými NaI(Tl) detektory. Moderní kamery, které dnes představují standart, mají krystaly uspořádané kruhovitě v rádech desetitisíců. Fotony dopadnou na krystal z GSO nebo LSO. Jedná se o sloučeniny na bázi gadolinium oxyorthosilikát a lutecium oxyorthosilikát. Ty mají podobnou absorpční schopnost jako dříve využívané krystaly z BGO, tedy bismut-germaniové, ale délka scintilace je o poznání kratší což umožňuje zpracování vyšších fotonových toků. (14)

Následné zpracování záblesku vzniklého v krystalu je stejné jako u SPECT přístrojů. Ke krystalu je připojen světlovodič a k němu fotonásobič. Ve fotokatodě fotonásobiče vznikne fotoelektron, dopadne na dynodu a tím dojde k emisi sekundárních elektronů. Na každé následující dynodě se jejich počet znásobí až na celkový počet asi 10^6 elektronů. Ty na výstupu fotonásobiče vytvoří impulz. (5)

Na rozdíl od jednofotonové emisní tomografie SPECT není u PET přístrojů zapotřebí olověných kolimátorů, jelikož je směr fotonů zaznamenaných detektory určen 2 interakcemi, tedy koincidenční detekcí. Kolimace zde probíhá elektronicky. To vede k výraznému zvýšení citlivosti, protože fotony nezanikají na septech kolimátoru. (5)

Samotný přístroj je složen z gantry, ve kterém jsou uloženy detektory a z vyšetřovacího stolu.

Hybridní přístroj PET/CT je dále doplněn o multidetektorové CT.

2.2.2. Princip detekce

Detekce PET kamerou je založena na beta plus rozpadu, přesněji tedy anihilačního záření, které při tomto druhu radioaktivní přeměny vzniká. PET se od klasické scintigrafie nebo výše uvedeném SPECTu liší tím, že je potřeba současné snímání 2 fotonů. Přitom je využíváno toho, že oba fotony letí po přímce pod úhlem 180° . Rekonstrukce tomografických řezů je následně umožněna ze znalosti velkého množství těchto přímek.

Zorné pole se pohybuje kolem 15 cm. To je dostačující pouze pro určité druhy vyšetření, kterými jsou například zobrazení mozku nebo myokardu. Pro obvyklé využití je příliš krátké. Snímání dat u PET probíhá v určitých pozicích, které jsou označeny jako postele nebo beds. V této poloze probíhá nasbírání dat v délce zorného pole tedy 15 cm. Záznam probíhá asi 3 minuty. Poté se lůžko posune směrem do gantry a dojde ke snímání další pozice. Jednotlivé pozice se překrývají, čímž je dosaženo vyrovnané citlivosti v celém rozsahu snímání, protože citlivost skeneru na okrajích klesá. U 3D snímání je nutný přesah vyšší než u 2D poněvadž fotony, které vycházejí z pacienta v okrajové rovině, by mohly být zachyceny jen v této poloze, u fotonů letících šikmo by detektor pohltil pouze jeden z těchto fotonů. Výpočetní systém pak zpracuje nasbíraná data do jediného objemu. (14)

2.2.3. Zobrazení

Rekonstrukce dat probíhá převedením do transaxiálních řezů. Z nich lze následně vytvořit jakékoliv koronární, sagitální nebo i šikmé řezy. Dříve se pro rekonstrukci používala výhradně filtrovaná zpětná projekce (FBP). U této metody však dochází k hvězdicovým artefaktům a to v okolí ložisek s velmi vysokou akumulací radiofarmaka oproti okolním tkáním. To může vést k přehlédnutí menších ložisek. Výhodou této metody byla menší časová náročnost, která je však nyní už nevýznamná díky rozvoji výpočetní techniky. Dnes je nejrozšířenější iterativní postup Ordered Subset Maximalization Expectation OSEM. (14)

Výstupem PET je trojice objemů dat, tedy množina voxelů. Jako voxel se označuje elementární objemová jednotka se známou prostorovou informací. První

z objemů dává informaci o naměřené aktivitě radiofarmaka bez korekce absorpce. Druhý objem je informace o aktivitě již zkorigované absorpce a třetí vyjadřuje absorpční koeficient, podle kterého se korigovalo. V případě hybridních přístrojů s korekcí podle CT je místo korekčních koeficientů použito CT skenů.

Při hybridní PET/CT zobrazení mnohdy stačí zvětšit PET obraz, jelikož je nasnímaný do menší matice oproti CT. Obrazy se překrývají metodou alpha – blending. Ta přiřazuje modalitám různý stupeň průhlednosti a tak je možné prohlížet vyšetření s různým zastoupením anatomické a morfologické informace.

CT data hrají mimo informace o morfologických strukturách důležitou roli při rekonstrukci obrazu. Dávají informace o atenuačních korekčních koeficientech sloužících pro korekci absorpce anihilačních fotonů v těle pacienta.

Konzole počítače je vybavena softwarem, který umožňuje zobrazení libovolných řezů a využít standartních zobrazovacích nástrojů jako jsou barevné škály, filtrování, zvětšování či oříznutí. Dále je možnost využití MIP, což je Maximum Intensity Projektion. V tomto případě se jedná o názorné, přehledné zobrazení otáčejícího se pacienta s vyznačenými ložisky zvýšené akumulace. (14)

Kalibrace skenerů v absolutních jednotkách aktivity umožňuje určení aktivity v becquerelech vztažených na centimetr krychlový, Bq/cm^3 . Tato metoda vyžaduje znalost průběhu aktivity v arteriální krvi což je spojeno s nutností velkých odběrů krve během vyšetření a pro praxi je zcela nevhodná. Oproti tomu se stanovuje metoda SUV, Standart Uptake Value. Je to naměřená aktivita v cílové tkáni vztažená k dalším parametrům. Prvním je podaná aktivita a následně pak hmotnost, povrch atd. vyšetřované osoby. (14)

Standartní vzorec pro vyjádření hodnoty SUV je definován jako poměr A, objemové aktivity tkáně v $kBq.cm^3$, a D, aplikované aktivity vztažené na tělesnou hmotnost vyšetřovaného pacienta. Objemová aktivita A i aplikovaná aktivita D musí být korigovány na poločas přeměny podaného radiofarmaka a dále musí být přepočítány ke stejnému času. (7)

Jako doplněk pro orientaci v oblasti vyšetření srdce jsou využívány takzvané polární mapy. Jsou to jiné prezentace standartních tomografických řezů. Tyto mapy napomáhají k hodnocení rozsahu, závažnosti a reverzibility defektu perfúze myokardu. Při vytváření je levá komora zjednodušena a aproximována (přiblížena) na pravidelný geometrický tvar. Hrot je nahrazen polokoulí, zbytek komory pak válcem. Polokoule se rozdělí na výseče a zbytek myokardu se řeže v tenkých

vrstvách. Při převodu do plošného zobrazení dochází k deformaci vzdáleností a vzájemných proporcí. Z tohoto důvodu jsou zobrazeny dvě mapy. První je vážená vzdáleností a druhá objemem. Na mapě vážené vzdáleností se lokalizuje defekt vzhledem ke hrotu, mapa vážená objemem pak udává skutečnou velikost tohoto defektu. Polární mapy jsou rozděleny do 3 oblastí, které odpovídají povodí věnčitých tepen. Dále se dělí na 17 segmentů pěti základních oblastí. Hrot, přední, boční a spodní stěna a septum. Stěny a septum jsou rozděleny ještě na hrotovou, střední a bazální část. Vypočítané parametry v jednotlivých vrstvách, které charakterizují vlastnosti myokardu, jsou přeneseny do polárních map stejně jako hodnoty těchto parametrů. (6)

2.2.4. Rušivé jevy a artefakty

Rušivé jevy a případné artefakty ovlivňují výsledný obraz. Mezi rušivé jevy patří Absorpce, rozptyl a náhodné koincidence.

Rozptyl byl popsán výše v kapitole o fyzikálních vlastnostech záření.

Korekce absorpce je u PET skenerů významná pro vytvoření mapy absorpčních koeficientů. Vychází z předpokladu, že různé tkáně jinak absorbují záření gama. Zároveň záleží na hloubce, ze které záření vychází. Se zvyšující se hloubkou klesá signál exponenciálně. Systémy ke korekci absorpce jsou různé. Například u geometrické metody se pracuje s odhadem z transaxiálního řezu. Ve skeneru jsou zabudovány čárové transmisní zdroje. Ty se několik minut otáčejí a skener detekuje úbytek záření v těle. Tato metoda však nedosahuje diagnostické kvality řezů z CT, které se v hybridních systémech používá. Výhodou korekce podle CT je tak kratší doba snímání a řádově nižší úroveň šumu CT obrazů. CT obraz však musí být transformován do korekční matice. V případě, že je zobrazován nefyziologický materiál, jakým může být například kardiostimulátor, ve kterém je rentgenové záření absorbováno více než anihilační, korekční algoritmus nadhodnotí toho místo a ve výsledném obraze se objeví hyperaktivní ložisko. Tento artefakt lze poměrně snadno poznat porovnáním CT nálezu a PET obrazu bez korekce. CT vyšetření je výrazně rychlejší než snímání PET. CT zachytí pouze určitou krátkou část dýchání a na výsledném obraze je pak patrný pohybový artefakt. (14)

PET snímání je založeno na koincidenci. Tedy na propojení dvou bodů, kde došlo ke scintilaci ve stejný okamžik. V případě náhodné koincidence dochází k registraci jediného fotonu z jedné anihilace a zároveň dalšího jediného fotonu z jiné anihilace. Druhé fotony mohly zaniknout v těle pacienta např. absorbováním. Následně dojde k chybnému určení koincidenční přímky. Zkrácením časového okna koincidence lze tento jev do jisté míry eliminovat, tedy zkrátit trvání záblesku. U BGO skenerů je trvání záblesku 12 ns, u LSO krystalů je to pak už jen 4 ns.

Běžné artefakty z CT snímků se následně přenášejí do výsledných PET/CT obrazů. Může to být třeba již zmíněné nadhodnocení absorpce v případě, že pacient má implantovaný kardiostimulátor nebo kovový implantát. (14)

Další možností je ořezový artefakt, tzv. truncation. Ten je spojen s rozdílným zorným polem CT a PET skeneru. U CT je to přibližně 50 cm ale u PET přibližně 70. U obézních pacientů nebo při nesprávně položeném tak může dojít k tomu, že pacient nebude zcela pokryt oběma zornými poli, ale zachytí ho pouze širší pole PET skeneru. Část snímku, která není viditelná na CT, pak nebude korigována na absorpci a zobrazí se tu zvýšená akumulace. Tomuto artefaktu lze předcházet speciálním rekonstrukčním algoritmem. Ten umožňuje výpočetně rozšířit zorné pole CT přístroje. (14)

Další z artefaktů jsou artefakty z respiračních pohybů, pohybu pacienta mezi jednotlivými snímáními, popřípadě artefakty kvůli nesprávně kalibraci os CT a PET gantry. Ty se projevují zvýšením nebo snížením aktivity v místě, kde je velký rozdíl Housfieldových jednotek, tedy v místech, kde je zvýšená nebo snížená absorpce rentgenového záření. (14)

2.2.5. Příprava pacienta

Doprava glukózy a potažmo i radiofarmaka FDG do buňky je zajištěna skupinou transportních proteinů a to proti koncentračnímu spádu tak i s ním. Nádorové buňky mají zmnožený inzulin non – dependentní glukózový transportér. Dále mají zvýšenou rychlost fosforylace a sníženou hladinu glukózo – 6 – fosfatázy. Důsledkem toho je zvýšená akumulace radiofarmaka FDG v těchto buňkách. Z tohoto vyplívá potřeba důkladné přípravy na vyšetření. (1)

Pro zobrazování nádorů je nutné lačnění a to v době 6 hodin před samotným vyšetřením. Důvodem je co nejnižší hladina glykémie a minimalizace kompetice (soutěžení, rivalry) FDG s glukózou. Dále je pacientovi doporučováno vypít v tomto období, tedy v období lačnění, 1 litr neslazené tekutiny. Každému pacientovi je před podáním zkontrolována hladina glykémie. Přípustná mez pro provedení vyšetření je do 10 mmol na litr. (1, 7)

Pacient musí minimálně 2 dny před vyšetřením setrvat bez fyzického zatížení, jako je těžší fyzická práce, posilování, nošení těžkých nákupů či jízda na kole, jelikož by došlo k ovlivnění poptávky po glukóze ve svalech a výrazně by byly ovlivněny výsledky vyšetření. (17, 18)

Pacient musí být srozuměn s důvodem a průběhem vyšetření. Pacient musí podepsat informovaný souhlas s vyšetřením. Vzhledem k použití ionizujícího záření, které může mít nepříznivé účinky z hlediska dlouhodobých účinků. Též v něm souhlasí s podáním kontrastní látky pro CT, která je mnohdy nezbytná pro kvalitní vyšetření. V takovém případě je pacient dotázán na alergickou anamnézu, především na alergii na jód. K podání kontrastní látky je pacientovi zavedena umělohmotná kanyla, obvykle do žíly horní končetiny. Po skončení vyšetření je mu opět odebrána. Pacient je poučen o projevech kontrastní látky a všechny neobvyklé reakce během vyšetření nebo po jeho skončení jako sucho v ústech, svědění, pálení, zarudnutí kůže, pocit horka nebo nevolnost musí hlásit radiologickému asistentovi. (13, 17, 18)

Při zobrazení myokardu se příprava liší. Při tomto druhu vyšetření se zobrazují svalové buňky, které jsou vybavené inzulín dependentními transportéry, u nichž zvýšená inzulinémie usnadňuje vstup radiofarmaka FDG do myocytů, svalových buněk. Glykémie musí být ale zároveň co nejnižší. Příprava na toto vyšetření je označována jako hyperinzulinemické – euglykemické sevření – camp. Pacientovi je po dobu přibližně 1 hodiny před aplikací radiofarmaka intravenózně podáván inzulín a 20% glukóza. Během toho je pacient sledován. Rychlost podání inzulínu je kontinuální, mění se pouze rychlost podávání glukózy, která ovlivňuje euglykémii. Poté následuje podání radiofarmaka a pokračuje se v podávání inzulínu i glukózy 20 minut. Přívod inzulínu je přerušen a do konce vyšetření je podávána pouze glukóza, aby se předešlo hypoglykémii. V běžné praxi se pacientovi podává 50 – 100 gramů glukózy 60 minut před aplikací FDG a případně podání korekčního inzulínu v době aplikace. Pacient má dále před vyšetřením

nemastnou dietu. To je z důvodu, že myokard upřednostňuje při metabolismu volné mastné kyseliny před glukózou. (1, 7)

2.2.6. Indikace a kontraindikace

Na vyšetření hybridním systémem PET/CT je pacient poslán z různých indikací, kterými jsou například staging onemocnění, vyhledávání recidivy a metastáz. Vždy je nutné dodržovat indikační kritéria, která zamezí zbytečným expozicím pacienta. Primárně je nutno myslet na to, že PET je makroskopická metoda, která zobrazuje nález od cca 5mm. V praxi tak nemůže zachytit mikroskopickou lézi. Vysoká citlivost, která však nikdy není stoprocentní, se ještě snižuje u diabetiků, především u dekompenzovaného diabetu nemá vyšetření smysl. PET vyšetření pomocí radiofarmaka FDG nelze aplikovat u karcinomu prostaty, neoplázií v močových cestách a některých dalších případech z důvodů vylučování radiofarmaka ledvinami kde je tak přirozeně vyšší akumulace radiofarmaka. Akumulace FDG v buňkách je dále snížena po účinné chemoterapii. Nutný je alespoň dvoutýdenní odstup. S větším odstupem bude i vyšší citlivost metody. Rovněž po radioterapii může být výpovědní hodnota snížena několik měsíců. V těchto případech je doporučeno vyčkat s kontrolním PET tři měsíce. Pacient by měl na vyšetření přicházet s co největším množstvím anamnestických informací o jeho stavu, průběhu onemocnění, léčbě apod. Tyto informace výrazně zlepšují diagnostický výstup vyšetření. PET vyšetření s FDG je poměrně nákladné vyšetření a proto by se mělo indikovat racionálně. Nejvýčetnější onkologickou indikací je dynamický nárůst nádorových markerů při neopláziích v anamnéze. Jedním z nejdůležitějších indikačních kritérií je zvážení rizika a přínosu. V ideálním případě má být výsledný přínos z vyšetření převážen nad radiační zátěží pacienta. (1)

2.3. CT

Výpočetní tomografie je nedílnou součástí hybridních systémů SPECT/CT a PET/CT. Podává informace o morfologické struktuře orgánů a zároveň slouží ke korekci absorpce záření vycházející z pacienta po podání radiofarmaka.

2.3.1. Koncepce přístroje

Na rozdíl od přístrojů běžně se používajících na odděleních nukleární medicíny, které detekují záření vycházející z pacienta, výpočetní tomografie pracuje na principu zeslabení rentgenového záření po průchodu hmotou. V kombinaci se SPECT nebo PET se nejčastěji využívá MDCT, tedy multidetektorové CT.

Přístroj se skládá z gantry ve které je uložena rentgenka a detektory. Detektory jsou zde uspořádány kruhovitě v několika řadách. Obvykle je to 16 až 64, lze se setkat i s přístroji, které mají až 320 datových stop. Další součástí je vyšetřovací stůl a přetlakový injektor k podání kontrastní látky, ovládací a vyhodnocovací konzole a konzole pro rekonstrukci obrazů a přístupu do PACS. (13)

2.3.2. Zobrazení

Základní princip zobrazování pomocí CT vychází ze zeslabení rtg záření generovaného rentgenkou po průchodu tkáněmi. Rentgenka vykonává během expozice rotační pohyby, zeslabení záření je detekováno na detektorech a stůl s pacientem je posouván do gantry. U multidetektorových systémů dochází současně k zachycení více datových stop více řadami detektorů. Nejčastěji 16 – 64 řad. Ke zhotovení rekonstrukčních obrazů slouží raw data neboli hrubá data. Informace jsou zachyceny ve formě voxelu ve čtyřech rozměrech. První tři jsou informace o poloze v prostoru na osách x, y a z, čtvrtou tvoří hodnota HU. HU je Hounsfieldova jednotka a je to číselná hodnota denzity. Rozmezí Housfieldovy stupnice se pohybuje v rozmezí od -1000 do +3096 HU. Každé hodnotě je přidělen stupeň šedi. Lidské oko je však schopno rozlišovat pouze 16 stupňů šedi a tak je

nutné zvolit vhodné „okno“, pouze střed a určitou šíři denzit. Různé tkáně mají různá „okna“. (13)

Moderní software dodávaný společně s CT přístrojem umožňuje následné rekonstrukce obrazů. Vedle „klasických“ metod jakým je volba „okna“ jsou to například multiplanární rekonstrukce, maximum intenzity projection, minimum intenzity projection nebo volume renderingová technika. Multiplanární rekonstrukce MPR tvoří rovinný obraz v požadované šíři. Nejčastěji se jedná o projekce frontální nebo sagitální nebo roviny v podélné ose orgánů a roviny kolmé. Pomocí maximum intenzity projection MIP dosáhneme zvýraznění struktur, které mají vyšší denzitu. Těmi mohou být cévy s kontrastní látkou. Nejčastěji se tato metoda používá pro zobrazení cév, skeletu nebo zubů. Opakem je minimum intenzity proction MinIP. Zde denzity pixelů odpovídají naopak nejnižším denzitám. To se využívá u vyšetření dýchací soustavy, paranazálních dutin nebo tračnicku a také žlučových cest. Volume renderingové techniky VRT dávají přehledné zobrazení prostorových poměrů. Model je zobrazován pomocí různých barev odpovídajícím intervalu denzit. V praxi se mohou využít k rychlému vyhledání patologie a přehlednému zobrazení. Přesná měření na nich nelze kvůli kreslení pohledů z různých úhlů provádět. (14)

2.3.3. Provedení vyšetření

Vyšetření se provádí nejčastěji vleže na zádech. Zahajuje se zhotovením topogramu oblasti, která se bude vyšetřovat. Jedná se o sumační snímek, při kterém je rentgenka v jedné pozici. Stanoví se rozsah vyšetřované oblasti a dále vyšetřovací parametry, kterými jsou akviziční data jako expozice, kolimace, rychlost posunu stolu a rychlost otáčky a dále rekonstrukční parametry.

V případě, že je nutné podání kontrastní látky, musí být pacient řádně připraven. Ke standardní přípravě patří lačnění 6 hodin před vyšetřením, odebrání alergické anamnézy a kvalita renálních funkcí, zejména hladina kreatininu. Pacient musí podepsat informovaný souhlas s vyšetřením. Nejčasněji se používají jodové kontrastní látky. V případě, že je pacient alergický na jód musí být před vyšetřením premedikován. Kontrastní látka se podává nejčastěji intravenózně, pacientovy je zavedena kanyla, nebo per os. Při intravenózním podání kontrastní látky se

využívá dvoupístového přetlakového injektoru, který řídí průtok, rychlost podání kontrastní látky a proplach fyziologickým roztokem. (13)

2.3.4. Příprava pacienta

Při nutnosti podat pacientovi kontrastní látku na CT vyšetření se dříve preventivně podávaly 2 tablety Dithiadenu per os. Dnes je prováděno pouze zajištění kortikoidy před vyšetřením u pacientů s rizikem alergické reakce na základě anamnézy. Kortikoidy se podávají nejčastěji Hydrocortison nebo Solumedron – 200 – 300 mg jednu hodinu před vyšetřením a dále stejné množství těsně před podáním samotné kontrastní látky. (7)

3. RADIOFARMAKA

Jako radiofarmaka se označují přípravky, které obsahují jeden nebo více radionuklidů, tzn. radioaktivních izotopů sloužící k lékařským účelům. Při práci s nimi je třeba dbát na požadavky na práci se zdroji ionizujícího záření a zároveň kritéria kladená na léčiva, která vyžadují výrobu v prostorách s vysokou čistotou. Značená látka, kterou může být jednoduchá anorganická látka, organická molekula, peptid nebo protein, krevní element, buňka atd. je dále zpracována do požadované lékové formy, například k injekční aplikaci, plynu, aerodisperze, roztoku, tobolky. Radionuklid je vázán v iontové podobě, kovalentně či ve formě chelátu nebo komplexu. (5)

Radiofarmakum je na místo určení různými způsoby. Suspenze se při intravenózním podání vychytávají v kapilárách, které jsou menší než průměr částic. Radiofarmaka ve formě pravých roztoků jsou přepravovány transportními mechanismy. Na začátku se naředí v plazmě a projdou prostou difuzí koncentračním spádem biologickými membránami. V případě koloidních částic jsou radiofarmaka vychytávány fagocytózou Kupferovými buňkami RES. U makromolekul se uplatňuje pinocytóza, která je výhodná i pro selektivní vstup do nádorových buněk. Další úlohu mohou hrát i jiné mechanismy jako vazba na mitochondrie nebo adsorpce na povrchu krystalu hydroxyapatitu. (5)

Každé radiofarmakum je pečlivě kontrolováno, zda splňuje požadavky pro lékařské použití. Mezi tyto požadavky patří sterilita a apyrogenita (nezpůsobující horečku), radionuklidová čistota, což je podíl aktivity radionuklidu vztažený k celkové aktivitě zkoumaného preparátu. Dále sem řadíme radiochemickou čistotu, tedy podíl radionuklidu o požadované chemické formě vztažený k celkové radioaktivitě. Radiochemicky čistý přípravek je tedy jeden radionuklid o jedné chemické podobě. Chemická čistota znamená, že přípravek neobsahuje jiné sloučeniny než jemu vlastní. Dokonalé chemické čistoty však dosáhnout nelze. Mezi další faktory patří vhodná aktivita, měrná aktivita a aktivita objemová. (7)

Každý radionuklid je charakterizován poločasem přeměny $T_{1/2}$, což je doba, za kterou poklesne jeho aktivita na polovinu. Dále pak druhem a energií ionizujícího záření udávanou v eV, v běžné praxi násobky keV, MeV. Množství podaného

radionuklidu je určováno jeho aktivitou A udávanou v becquerelech Bq, v praxi násobky kBq, MBq a GBq. (5)

Dávkování radiofarmaka závisí na osobní váze pacienta a indikaci vyšetření. Aplikuje se jednorázovou injekční aplikací. Při paravenózním podání látky hrozí riziko nežádoucího lokálního ozáření. (1)

3.1. Radiofarmaka pro SPECT

3.1.1. ^{99m}Tc Technecium

SPECT využívá širokou škálu techneciových preparátů, které se připravují v generátorech přímo na oddělení nukleární medicíny. Generátory jsou jednoduchá zařízení s vhodným mateřským radionuklidem, a který se rozpadá na dceřiný radionuklid s kratším poločasem přeměny. Dochází zde k posuvné radioaktivní rovnováze mezi mateřským a dceřiným radionuklidem. Pokud se dceřiný prvek vhodným fyzikálně chemickým postupem odstraní, dochází k opětovnému hromadění až do dosažení určité rovnováhy a separace může být opakována. (7)

Nejpoužívanějším generátorem je generátor $^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$, molybden techneciový. Při přeměně ^{99}Mo je emitováno gama záření s energií 740 a 780 keV a beta záření. Poločas přeměny ^{99}Mo je 66,7 hodin, u ^{99m}Tc je to 6 hodin. Existují 3 typy generátoru, chromatografický, extrakční a sublimační. (7)

V chromatografickém generátoru vzniká při přeměně ^{99}Mo pertechnetátový ion $^{99m}\text{TcO}_4^-$. Ten se odloučí procesem zvaným eluce, což je promytí generátoru fyziologickým roztokem podtlakem nebo přetlakem. Získaný eluát pak obsahuje pertechnetát sodný $\text{Na}^{99m}\text{TcO}_4^-$. Získaný eluát nevyžaduje následnou sterilizaci, jelikož jsou generátory jako sterilní dodávány. Jednou elucí se získá 10 – 25 ml roztoku. Během eluce nelze získat všechno aktivitu ^{99m}Tc , část aktivity zůstává ve sloupci kolony s oxidem hlinitým, přibližně se získá 70 – 90 % aktivity. Dostupné jsou aktivity generátoru od 2,15 do 43 GBq. Maxima dosahuje aktivita ^{99m}Tc za 23 hodin od poslední eluce. Po eluci je nutné stanovit aktivitu v získaném roztoku. To

se v současné době může provádět buď pomocí tabulek přiložené výrobcem, jsou však značně nepřesné, nebo měřením měřičem se studnovou ionizační komorou.

Extrakční generátor funguje na principu organických rozpouštědel, která extrahují Tc z vodné fáze, která obsahuje Mo. Tato metoda je vhodná pro hromadnou výrobu, je technicky náročnější, ale výsledný přípravek má vysokou kvalitu. (7)

Princip sublimačního generátoru je založen na vyšší těkavosti oxidu technicistého proti oxidu molybdenového. Zahříváním dochází k oddělování ^{99m}Tc od ^{99}Mo . Tato metoda je opět vhodná k hromadné výrobě radiofarmak. (7)

3.1.2. ^{99m}Tc – MIBI, ^{99m}Tc – Myowiew

Techneciem značené preparáty ^{99m}Tc – MIBI čili methoxyisobutylisonitril a ^{99m}Tc – Myowiew, tetrofosmin, patří k nejvíce užívaným radiofarmakům v oblasti kardiologie na odděleních nukleární medicíny. Oba přípravky jsou kationtové komplexy s izonitrilovou skupinou v případě MIBI a difosfinovou skupinou v případě Myowiew. Poločas přeměny je 6 hodin. Oproti dříve používanému thaliu mají obě techneciová radiofarmaka nižší ejekční frakci. Mají ovšem ale i vyšší energii a rozptyl záření není tak vysoký jako v případě thalia a výsledný obraz má vyšší kvalitu. (6)

^{99m}Tc – MIBI je po aplikaci intravenózně akumulováno v mitochondriích myokardu pasivní difúzí přes negativní membránový potenciál. Akumulace je přímo úměrná krevnímu průtoku. V případě nekrotických změn akumulace klesá a dochází ke ztrátě mitochondriální retence. Množství MIBI v myokardu je v čase stabilní. MIBI se vylučuje do jater a následně do žlučových cest a střev. Zaznamenávání obrazů je možné až po poklesu aktivity v játrech. Myowiew má kinetiku velmi podobnou. Vylučování do jater a žlučových cest je však rychlejší a je tak možné dřívější skenování po podání. (6)

3.1.3. ^{99m}Tc – MDP

^{99m}Tc – MDP je nejrozšířenější radiofarmakum pro kostní scintigrafii a poskytuje vynikající kontrast mezi normální a patologickou kostí. Vylučování ^{99m}Tc – MDP je převážně renální, 70% z podané dávky je eliminováno po 6 h. Příjem radiofarmaka závisí na lokálním prokrvení, aktivitě osteoblastů a účinnost extrakce. I když mechanismus vychytávání není zcela znám, difosfonáty pravděpodobně adsorbují na krystalech hydroxyapatitu na mineralizovaném povrchu kostí. (4)

3.1.4. ^{123}I – mIBG, ^{131}I – mIBG

Metaiodobenzylguanidine (mIBG) je aralkylguanidine analog noradrenalinu, který byl klinicky zaveden v roce 1981 a vyvinut pro vizualizaci nádorů dřeně nadledvin. Vstupuje do neuroendokrinních buněk postgangliových sympatických neuronů mechanismem aktivního vychytávání přes epinefrin a je uložen do neurosekrečních granulí, aniž by byl metabolizován. To vede k rozdílu v koncentraci ve srovnání s buňkami jiných tkání. Intenzita ukládání mIBG ve tkáni závisí na absorpci tkáně.

^{123}I je čistý gama zářič pro diagnostické zobrazování. Poločas přeměny ^{123}I je 13,13 h a má energii 159 keV (83%). ^{131}I má energii 364 keV (81%) a poločas přeměny 8,04 dnů a také beta částice s maximální energií 0,61 MeV (průměr 0,192 MeV). MIBG mohou být označeny ^{131}I nebo ^{123}I a umožňuje scintigrafické vymezení neuroektodermálních nádorů. Ačkoli ^{131}I – mIBG mohou být použity pro diagnostiku, většinou je používán pro léčebné účely. Jeho využití pro diagnostiku je možné, pokud ^{123}I – mIBG není k dispozici nebo v případě odhadu nádoru příjmu pro plánování terapie s mIBG.

^{123}I – mIBG má některé výhody oproti ^{131}I – mIBG a to zejména lepší fyzikální vlastnosti, což má za následek lepší kvalitu obrazu. Další jeho výhodou je kratší poločas rozpadu, který má za následek nižší radiační zátěž pacienta. Kromě toho, doba mezi injekcí a zobrazování je kratší (4 až 24 h), než s ^{131}I – mIBG scintigrafie (48 až 72 h). ^{123}I – mIBG je radiofarmakum volby týkající se diagnostického zobrazování, i když může být jeho využití omezeno kvůli vyšším nákladům a nižší dostupnosti.

Existuje několik neoncologických indikací ^{123}I – mIBG scintigrafie, jako jsou například poruchy sympatické inervace myokardu (kardiomyopatie), rozlišování mezi idiopatickou Parkinsonovou nemocí a multisystémovou atrofií nebo hyperplazie z dřene nadledvin, ale je zde i široké spektrum různých onkologických indikací, zejména pro zobrazení neuroendokrinních nádorů (např. nádorů neuroendokrinní (NET) / neuroendokrinní karcinomy (NEC), feochromocytomů / paragangliomy, euroblastomy a medulární karcinom štítné žlázy).

Radiofarmakum se aplikuje pomalou intravenózní aplikací (po cca 1 min) což snižuje vedlejší účinky jako je hypertenzní krize a tachykardie. Nežádoucí alergické reakce se nepředpokládají.

Po mIBG scintigrafii s ^{123}I , by mělo být přerušeno kojení po dobu 48 hodin a mléko by měla být odčerpáno a zlikvidováno. U dětí není známa jakákoli kontraindikace. (4)

3.1.5. ^{123}I – FP – CIT

^{123}I – FP – CIT slouží k zobrazení presynaptických distribucí dopaminových receptorů. Slouží k zobrazení mozku a diagnostice demencí, odlišení Parkinsonovi choroby od parkinsonských syndromů. Před aplikací by měl pacient vysadit všechny léky, které by mohly ovlivnit vazbu dopaminových transportérů jako opioidy, amfetamin, kokain nebo efedrin. (7)

Je gama zářič s emisí fotonů gama a jeho energie je 159 keV a poločas přeměny je 13,13 h. (4)

Aplikovaná aktivita závisí na vyšetření, pro zobrazení mozku je to obvykle 185 MBq. (7)

3.1.6. ^{111}In – pentetreotid

Radiofarmakum značené ^{111}In neboli Octreoscan se užívá k zobrazení tkání, které mají zvýšenou hustotu somatostatinových receptorů. Slouží k detekci a lokalizaci primárních nádorů neuroendokrinního původu, metastáz, sledování

neuroendokrinních nádorů a posouzení stavu somatostatinových receptorů před léčbou pomocí octreotidu.

Octreoscan má poločas rozpadu 2,8 dne a je charakteristický zářením ve dvou spektrech 171 keV a 245 keV. (3, 7)

^{111}In je produkt cyklotronu. Vyrábí se odstřelováním kadmia Cd protony o vhodné energii. (19)

3.2. Radiofarmaka pro PET

Pro PET lze potenciálně použít na 600 radionuklidů, které radioaktivní přeměnou produkují pozitrony. V PET diagnostice se běžně používají biogenní radionuklidy, které jsou produkovány v cyklotronu a mají dobré chemické vlastnosti. Jsou to prvky ^{11}C , ^{15}O , ^{13}N , ^{18}F . Nevýhodou je nákladná produkce v cyklotronu a rovněž nutná krátká dojezdová vzdálenost z důvodů krátkého poločasu rozpadu. Jejich výhodou jsou nízká radiační zátěž pacienta a vysoká kvalita obrazu. (14)

Radiofarmaka pro PET pro FN Plzeň jsou vyráběna v Ústavu jaderného výzkumu v Řeži a následně je dodávána do lékařských zařízení. Výroba probíhá v cyklotronu. To je kruhový urychlovač částic, kde se vhodnými nabitými částicemi, jako jsou protony, deuterony nebo alfa částice, ozařuje vhodný terčový materiál. Tím je v případě PET radiofarmak nejčastěji fluor. (14)

3.2.1. Fluoro – deoxy – glukóza

Radioaktivní fluor se připravuje tím, že kyslík ^{18}O obohacené vody je bombardován protony přes jadernou reakci $^{18}\text{O} (p, n) ^{18}\text{F}$. ^{18}F je zpět získán ve formě vodného roztoku iontů $^{18}\text{F}^-$ a může být snadno oddělený iontovou výměnnou chromatografií. Ionizovaný ^{18}F může být přenesen do organického rozpouštědla a používán pro stereospecifické nukleofilní substituce. ^{18}F se specifickou aktivitou $8000 \text{ GBq} \cdot \mu\text{mol}^{-1}$ může být vyroben po jedné hodině od ozáření. ^{18}F může být také vyráběn jako radioaktivní plyn přes reakci $^{20}\text{Ne} (d, \alpha) ^{18}\text{F}$. Tato metoda je užitečná pro elektrofilní substituce a vyžaduje přidání plynu ^{19}F na terč jako nosič.

Fluor – 18 se rozpadá vyzářením pozitronu s maximální energií 635 keV a jeho střední rozsah ve vodě je 2,39 mm. (8)

Radiofarmakum FDG je běžně dodáváno v injekční podobě. Fluorodeoxyglukosa inj. je sterilní roztok 2-[¹⁸F]fluor-2-deoxy-D-glukosy, který je izotonizovaný chloridem sodným.

Účinná látka obsahuje ¹⁸Fluor, který je radioaktivní a má poločas přeměny 109,8 minut. Při jeho rozpadu dochází k emisi pozitronů s maximální energií 0,633 MeV a gama záření vzniklé následnou anihilací o energii 0,511 MeV. Vychytávání účinné látky z krevního řečiště po podání přípravku i.v. je velmi rychlé. Podání přípravku je kromě radiačního zatížení bezpečné, doposud nebyly popsány žádné specifické nežádoucí účinky.

Efektivní dávka je přibližně 4 – 15 mSv. Taková dávka je srovnatelná s vyšetřením srdce, mozku nebo nádoru prováděným pomocí ⁶⁷Ga, ^{99m}Tc, ¹¹¹In, ¹³¹I, ²⁰¹Tl. Nejvíce ozářeným orgánem je močový měchýř. Dávka na něj je závislá na podané aktivitě a na době zádrže moči v močovém měchýři. Při aplikaci 150 – 500 MBq a zádrži moči v měchýři 2 hodiny je dávka na tento orgán 25 – 50 mGy. Dávka může být snížena na polovinu, pokud je močový měchýř vyprázdněn po jedné hodině. (1)

3.2.2. Flourothymidin

Radiofarmakum Flourothymidin je roztok 3' – deoxy – 3' – [¹⁸F] – flourothymidinu. Toto radiofarmakum slouží k diagnostice nádorů zobrazením jejich mitotické aktivity. Akumuluje se v buňkách úměrně k aktivitě enzymu thymidinkináza. Zvýšená koncentrace tohoto enzymu se nachází intracelulárně v S – fázi buněčného cyklu. V této fázi se nachází 10 % buněk u neoplasmat.

Ve srovnání s FDG se FLT u nádoru akumuluje méně. Je prokázáno, že FLT dokáže lépe posoudit účinek protinádorové terapie při porovnání vyšetření před a po léčbě. Dále se neakumuluje ve zdravé mozkové tkáni. Tato vlastnost může být použita pro zobrazování mozkových nádorů. Nevýhodou tohoto radiofarmaka je však složitý metabolismus, který by mohl vést k nízké specificitě nálezu. (14)

3.2.3. Fluorid sodný

Radiofarmakum [^{18}F] – fluorid sodný neboli NaF se používalo před $^{99\text{m}}\text{Tc}$ fosfonáty ke kostní scintigrafii. NaF se váže na kostní matrix. Jeho zvýšená akumulace je v místech se zvýšenou kostní přestavbou. Především v místech nádoru nebo zánětu, fraktury nebo degenerativních změn. Při použití NaF lze dosáhnout vyšších koncentračních poměrů mezi kostí a pozadím z krevního řečiště. Při současném použití PET/CT je diagnostika kostních lézí spolehlivější oproti běžné scintigrafii skeletu. (14)

3.2.4. Rubidium

Rubidium ^{82}Rb je radiofarmakum sloužící ke stanovení perfúze myokardu. Je standardně dodáváno jako radionuklidový generátor. Samotný přípravek je získáván přeměnou mateřského prvku stroncia ^{82}Sr s poločasem přeměny 25 dní. Fyziologickým roztokem je vymýváno z kolony generátoru za počítačové kontroly a podáváno přímo do žíly pacienta. Po vymytí je další eluce možná po 10 minutách. Samotný dceřiný prvek má poločas přeměny 75 vteřin a energii 3,35 MeV. Krátký poločas přeměny umožňuje provést vyšetření klidové i zátěžové v krátkém intervalu. Rubidium je analogem draslíku a stejné chování má i při metabolismu. Je přenášen aktivním transportem, který je závislý na adenosintrifosfátáze. Jeho akumulace v buňkách je závislá na krevním průtoku a neporušenosti buněčných membrán. Nevýhodou tohoto radiofarmaka je vysoká energie a tudíž i dolet elektronu ve tkáni před anihilací. Může to být až 2,6 mm. Takto dlouhý dolet má za následek horší rozlišovací schopnost srovnatelnou s SPECT.

Nevýhodou tohoto radiofarmaka je vysoká pořizovací cena generátoru a proto je využíváno pouze na pracovištích, kde se vyšetří větší počet pacientů. (6)

3.2.5. F – DOPA

L – 3,4 – dihydroxy – 6 [^{18}F] – fluorofentanyl neboli F – DOPA je radiofarmakum značené radioaktivním fluorem. Dříve se využíval ve výzkumu u Parkinsonovy choroby a jiných pohybových onemocnění. Toto radiofarmakum ukazuje transport DOPA do neuronů, následně pak dekarboxylaci na dopamin a zásobní dopamin v bazálních gangliích, tedy v presynaptických nervových zakončeních. V současnosti se využívá k zobrazování neuroendokrinních tumorů a nahrazuje značené peptidy. Jeho výhodou je metabolická akumulace. Značené peptidy akumulují na receptorovém principu. Jeho význam je tak u typů endokrinních tumorů, které mají nízkou koncentraci somatostatinových receptorů. Naopak jeho nevýhodou je neschopnost predikce léčby radionuklidy. (14)

Doporučená aplikovaná aktivita je u zobrazení mozku 2MBq/kg, u onkologických indikací je to pak 4 MBq/kg. (7)

3.2.6. Cholin

Radiofarmaka, jejichž nosič je cholin se mohou značit buď ^{11}C nebo ^{18}F jako derivát flourocholin. Jeho využití je u nádorů, které akumulují FDG nepravidelně. Takovým příkladem je karcinom prostaty. Samotný cholin působí jako živina, která je důležitá pro výstavbu buněčných membrán a jejich reparaci. (14)

Preparáty označené ^{11}C mají energii 0,96 MeV a poločas rozpadu 20,3 min a jejich použití je tedy možné pouze na pracovištích vybavených cyklotronem. Preparáty značené ^{18}F mají poločas přeměny 110 min., což umožňuje distribuci na vzdálenější pracoviště. (8, 14)

4. VYŠETŘENÍ

4.1. SPECT/CT vyšetření

4.1.1. Perfúze myokardu

Perfúzní scintigrafie myokardu patří k nejrozšířenějším metodikám v kardiologii. S pomocí této metody lze zobrazit distribuci krevního průtoku myokardem, přesněji levou komorou srdeční. Toto vyšetření umožňuje zobrazit jak přítomnost ischemické choroby srdeční, tak její rozsah a závažnost. Nejčastěji se vyšetření provádí pomocí ^{99m}Tc – MIBI. Dříve se využívalo i $^{201}\text{Thalium}$, ale to bylo již plně nahrazeno techneciovými preparáty a FDG s ^{18}F . (6)

Pro vyšetřování perfúze myokardu slouží několik vyšetřovacích protokolů. Jsou jimi klidové a zátěžové vyšetření a jejich kombinace. (6)

Zátěžové vyšetření, jak vyplývá z názvu, je vyšetření na vrcholu zátěže vyvolané fyzickou aktivitou, kterou může být jízda na bicyklovém ergometru, nebo farmakologicky. Pacient je snímán pomocí EKG a je u něj vyvolána zátěž. Na vrcholu této zátěže je mu aplikováno radiofarmakum a pacient je následně snímán pomocí SPECT. Vyšetření se provádí za současného snímání pomocí EKG, tzv. gated SPECT, což umožňuje zobrazit kromě prokrvení myokardu také funkci levé komory, například její ejekční frakci. Dále umožňuje zvýšit senzitivitu i specifitu vyšetření. (6)

Klidové vyšetření je indikováno, pokud pacient není schopen podstoupit zátěžové vyšetření. Dále jako doplnění k zátěžovému vyšetření nebo jako součást zjišťování viability myokardu pomocí FDG. (6)

Zobrazování technikou SPECT umožňuje zobrazení pouze levé komory. To je z toho důvodu, že svalovina pravé komory je výrazně tenčí. Hodnocení nálezu se provádí vizuálně, možno je doplnit o počítačově prováděnou kvantifikaci. Obvykle se nejprve hodnotí řezy v krátké ose a následně řezy v ose dlouhé. U zdravých jedinců je fyziologické zobrazení homogenní. Jsou zde pouze malé odchylky. Největší radioaktivita bývá u boční stěny, naopak na hrotu může být mírně snížena. V případě, že je přítomna patologie, se obraz liší. Například v případě zúžení průsvitu cévy je patrná nerovnoměrnost v krevním průtoku, která odpovídá

anatomické lokalizaci zúžené věčité tepny a stupni zúžení cévy a tlakovému spádu. Defekt, jak se snížení prokrvení a tím i stupeň akumulace radiofarmaka v srdci nazývá, je základním patologickým nálezem. Defekt může mít různou intenzitu, od snížení až po absenci akumulace. Stupeň snížení dále ukazuje míru zúžení průtoku v závislosti na těsnosti stenózy a eventuálního kolaterálního oběhu. Toho lze využít u semikvantitativního hodnocení a skórovacích systémů. Normální akumulace radiofarmaka se zde pak označuje jako 0, mírně snížená akumulace 1, střední snížená 2, výrazně snížená 3 a 4 je úplné chybění. Perfúzní defekt se popisuje velikostí a závažností. Velikostí je myšleno vyjádření v procentech svalové hmoty. Závažnost se odvíjí od počtu směrodatných odchylek. (6)

Rozlišuje se několik druhů defektů. Může jít o defekt reverzibilní, ireverzibilní nebo reverzní. Reverzibilní defekt je zobrazitelný pouze na zátěžovém protokolu vyšetření srdce, u klidového protokolu nemusí být patrný nebo je patrný v menším rozsahu. Reverzibilní defekt svědčí o přechodné ischemii. Ireverzibilní defekt proti reverzibilnímu zůstává shodný na zátěžovém i klidovém obrazu. Jeho příčinou je snížený krevní průtok oblastí nejen během zátěže, ale i v klidu. Reverzní defekt je vzácný. Jedná se o jev, kdy jsou zátěžové obrazy bez známek patologie nebo s mírnou patologií, ale na klidových obrazech je patologie zřetelná. (6)

4.1.2. SPECT/CT mozku

Planární a jednofotonové emisní výpočetní tomografie (SPECT) zobrazení se obvykle provádí ve většině center nukleární medicíny, ale tato technika často neposkytuje jasnou anatomickou lokalizaci. Dostupnost moderních dvouhlavých gama kamer vybavených CT nabízí možnost funkčního a morfologického zobrazování, což má za následek výrazné zvýšení diagnostické přesnosti. U různých mozkových nádorů, jako jsou meningiomy nebo gliomy byla prokázána nadměrná exprese somatostatinových receptorů. Tento důkaz, po klinické zkušenosti u neuroendokrinních nádorů naznačuje, že somatostatinové analogy mohou být cenné pro zobrazování a léčení výše uvedených mozkových novotvarů.

Somatostatinové receptory identifikovaly téměř 100% meningeomů a obvykle tak učinily s vysokou hustotou. V důsledku toho byla vyvinuta radioaktivně značena

somatostatinová analoga specificky zaměřená na meningeomy. Značené jsou ^{111}In a ^{68}Ga . Používané jsou k diagnostice, postchirurgickému sledování a k diferenciální diagnostice mezi neurofibromem a neurinomem. (2)

Další využití SPECT/CT je v detekci a diagnostice demencí jako je Parkinsonova nebo Alzheimerova choroba a jejich odlišení od parkinsonských syndromů. K těmto účelům se používají radiofarmaka značená ^{123}I , například ^{123}I β – CIT, ^{123}I FP – CIT, ^{123}I Altropane. Posuzuje se zde dopaminových transportérů a dopaminových receptorů. Hodnotí se semikvantitativně, kdy jsou porovnávány aktivity mezi jednotlivými částmi bazálních ganglií vzhledem k okcipitální kůře. (7, 11)

4.1.3. SPECT/CT Sentinelové uzliny

Nukleární medicína hraje důležitou roli v předoperačním mapování sentinelových uzlin, které pak mohou být selektivně označeny a resekovány pod vedením peroperační gama sondou. Biopsie sentinelové uzliny se stala důležitým nástrojem v chirurgické onkologii, v stagingu interoperabilních nádorů na uzlové úrovni. Je – li zjištěno, že první uzliny jsou bez nádorových buněk, lze se vyhnout rozsáhlejší nodální operaci, která by měla za následek vyšší riziko a více komplikací jako například lymfedém. Biopsie sentinelové uzliny se v současné době používá v široké škále typů nádorů, včetně karcinomu vulvy, penisu, karcinomu varlat, karcinomu děložního čípku, karcinomu prostaty, karcinomu močového měchýře, karcinomů hlavy a krku, karcinomu štítné žlázy, rakoviny plic, jícnu, žaludku a kolorektálních karcinomů a análního karcinomu.

Postup je založen na konceptu řádné progresse metastáz do lymfatických uzlin, nádorové kanalizace přímo do jednoho nebo několik prvních lymfatických uzlin, tzv. sentinelové uzliny, z něhož existují další spojení s tzv. druhým sledem uzlin. Lymfodrenážní cesty z nádoru jsou mapovány a sentinelové uzly jsou označeny lymfoscintigrafií, takže je lze následně snadněji lokalizovat v průběhu chirurgického zákroku, a to jak s použitím intraoperační sondy a modrého barviva a poté selektivně odstranit. V závislosti na výsledku histologického vyšetření v případě metastáz následuje radikální lymfadenektomie nebo od ní může být

upuštěno, pokud je sentinelová uzlina normální. Tento postup představuje citlivou metodu stagingu.

Aby byl tento postup co nejvíce úspěšný a spolehlivý, musí lymfoscintigrafická studie splňovat nejvyšší kritéria kvality, kterých lze dosáhnout pomocí správného radiofarmaka (obecně mikrokoloidy značené ^{99m}Tc s průměrem v rozmezí 5 – 75 nm), pečlivé podávání traceru (v závislosti na indikaci), použití moderní gama kamery, provádění zobrazování v různých časových intervalech, v přední a boční projekci (u karcinomu prsu i na břicho), která definuje obrys těla pomocí přenosu skenování pomocí ^{57}Co a identifikační a lokalizační sentinelový uzel pomocí zdroje markerů nebo perem, označení místa na kůži v poloze, ve které se pacient bude operovat.

Hlavními faktory určujícími úspěšnost biopsie sentinelové uzliny jsou aplikované dávky, velikost a počet koloidních částic, tedy jejich koncentrace, způsob podání, protokol a kvalita lymfoscintigramu. Výtěžek tohoto postupu může být významně zvýšen zavedením nových nástrojů a trojrozměrné orientace. Pro nádory nebo u lymfatických cév nacházejících se v anatomicky náročnějších oblastech, např. hlavy a krku, břišních a pánevních oblastech, je nutné využití pokročilé technologie jako je SPECT/CT. Někdy chirurg vyžaduje přesnější anatomickou lokalizaci, například u intraabdominální sentinelové uzliny, která je poskytována přidáním SPECT/CT mapováním scintigrafického uzlu. Například v případě rakoviny prostaty nádor obvykle postupuje do pánevních lymfatických uzlin, ale může být detekován i mimo území rozšířené pánevní lymfadenektomie, např. aorto – kyčelní křížovatka, paraaortální lymfatické uzliny, břišní stěna. Je důležité znát přesnou polohu ve vztahu k jiným strukturám, zejména k velkým cévám, aby bylo možno úspěšně identifikovat a lokalizovat sentinelové uzliny a bezpečně je odstranit během operace. V tomto ohledu má SPECT/CT významnou hodnotu lokalizovat sentinelové uzliny před operací a vést chirurga během chirurgického zákroku. Obrazy SPECT/CT mohou sloužit jako vodítko u pooperační radioterapie pro stanovení správného cílového objemu radioterapie označením aktivních sentinelových uzlin.

Další složitou oblastí pro detekci a lokalizaci sentinelové uzliny je oblast hlavy a krku. Opět platí, že SPECT/CT detekuje více sentinelových uzlin než planární lymfoscintigrafie a poskytuje lepší anatomickou lokalizaci. U karcinomu prsu, může být SPECT/CT velmi užitečný pro detekci a lokalizaci non – axilární sentinelové

uzliny, např. interní prsní, intramamární, interpektorální a subpektorální uzel a vyloučit tak falešně pozitivní výsledky způsobené absencí nonnodální akumulace radiofarmaka. Kromě toho, v případě neviditelné sentinelové uzliny na planárním lymfoscintigramu může SPECT/CT ještě odhalit a lokalizovat sentinelové uzliny a to zejména, když nejsou tak aktivní nebo nacházejí – li se hluboko.

Obrazy SPECT/CT fúze jsou naskládány a zobrazí se způsobem volume – renderingové techniky. Tento software umožňuje výběr z mnoha parametrů, podle kterých mohou být sentinelové uzliny zobrazeny v okolním prostředí, například zvýraznění anatomické struktury, jako jsou kosti, svaly nebo kůže. Přestože 3D volume – renderingové obrázky (buď zobrazeny ve statickém, otáčeném nebo nakloněném režimu) obsahují v podstatě stejné informace jako 2D obrázky tomografického fúzního zobrazení 3D volume – renderingová technika poskytuje chirurgovi třídimenzionální plán, který je atraktivní a snadněji interpretovatelný. Lepší anatomická informace může ovlivnit chirurgický přístup s cílem zachovat důležité a křehké normální anatomické struktury. (2)

4.1.4. SPECT/CT zobrazení tumoru

Pro zobrazení nádoru pomocí SPECT/CT se používá radiofarmakum ^{131}I – mIBG nebo ^{123}I – mIBG. Doporučená aktivita u dospělých je pro onkologické indikace 200 – 400 MBq pro ^{123}I – mIBG a 40 – 80 MBq pro ^{131}I – mIBG. Aplikovaná aktivita pro děti by měla být vypočtena na základě referenční dávky pro dospělého a zmenšena na tělesnou hmotnost.

^{123}I – mIBG skeny jsou obvykle získány 20 – 24 hodin po aplikaci radiofarmaka. Vybrané odložené obrázky (nejpozději druhý den) mohou být užitečné v případě nejasných nálezů v první den. Časné statické snímky může být provedeny za 4 – 6 hodin po aplikaci, případně posoudit dynamiku akumulace radiofarmaka. Skenování s ^{131}I – mIBG se provádí 1 a 2 dny po aplikaci a může být opakováno po 3 dnech. Planární a tomografické (SPECT/CT), obrázky jsou prováděny s vícehlavou gama kamerou s velkým zorným polem.

Pro ^{131}I – mIBG se používá kolimátor pro vysokou energii s paralelními otvory a pro ^{123}I – mIBG kolimátor pro nízkou energii s vysokým rozlišením (LEHR). Zaznamenávají se obrazy celého těla a další bodové. MIBG SPECT / CT by se

měla vztahovat na oblast zájmu (např. pánev, břicho nebo hrudník), zvláště na anatomické regiony vykazují patologické vychytávání radiofarmaka na planárních obrazech nebo hlášeného podezření z jiných zobrazovacích modalit jako CT nebo MRI. Obecně jsou SPECT obrazy získány z 360° v 120 framech (128 × 128 matice, 6° úhel framu, 30 – 45 s na jeden frame nebo 3° framy v kontinuálním nebo krokovém režimu akvizice, 25 – 35 s na jeden frame). V případě neklidných pacientů nebo u dětí, je možné snížit akviziční čas (6° framy nebo matice 64 x 64 s kratší dobou na frame). SPECT/CT se provádí s koregistrací snímků CT (100 – 130 keV s proudovou modulací) s vysokým rozlišením, aby bylo možné lépe charakterizovat anatomické okolí. To umožňuje korekci absorpce a umožňuje přesnou lokalizaci jakéhokoli ohniska zvýšené akumulace radiofarmaka, což je zvláště užitečné u břicha a oblasti hlavy a krku. CT s vysokým rozlišením by mělo být provedeno i u dětí. Použití a výhoda SPECT/CT je u zlepšení přesnosti diagnózy u malých nádorů nebo pokud se nádor nachází v blízkosti orgánu, který akumuluje mIBG fyziologicky jako játra nebo močový měchýř. (4)

Zobrazení tumoru je dále možné pomocí ¹¹¹In. Obvykle se podává 120 až 200 MBq. Planární a SPECT záznamy jsou pak prováděny za 4 hodiny a 24 hodin opět planární záznamy a SPECT/CT záznamy. (7)

Zobrazení pozdních záznamů po 24 hodinách od aplikace je důležité ke zvýraznění odstupů signálu v trávicí trubici. Vysoká akumulace je v nádorové tkáni, zatímco ve střevech je akumulace dočasná. (3)

4.1.5. SPECT/CT příštítných tělísek

Hyperparatyreóza (HPT) je běžné endokrinní onemocnění. HPT je charakterizována zvýšenou sekrecí parathormonu (PTH), což vede k hyperkalcemii prostřednictvím podpory renální tubulární absorpce vápníku, snižuje tubulární reabsorpci fosfátu a stimuluje tvorbu osteoklastů a vitamínu D. Primární hyperparatyreóza (pHPT) je způsobena solitárním adenomem příštítných tělísek u přibližně 85 % případů. Zbývající případy jsou často sekundární HPT kvůli žlázové hyperplazii, vícenásobným adenomům a velmi zřídka i příštítným karcinomům.

Předoperační zobrazovací metody zahrnují sonografii, scintigrafii včetně tomografického zobrazování (SPECT), CT, MRI a PET. V běžné klinické praxi se

sonografie a scintigrafie potvrdily jako primární prostředek pro detekci a lokalizaci adenomů příštítných HPT. Předoperační sonografie pro detekci osamocených příštítných adenomů má citlivosti v rozmezí mezi 72 % a 89 %.

S pomocí SPECT/CT mohou být funkční léze korelovány s morfologickou strukturou orgánu. Přídavek anatomické informací zvyšuje citlivost, jakož i specifčnost scintigrafický nálezů v širokém počtu indikací. SPECT/CT byl rovněž zkoumán na předoperační zobrazování a přesné lokalizace příštítných adenomů. Předoperační lokalizace je důležitá zejména u pacientů s minimálně invazivním odstraněním příštítných tělísek.

SPECT/CT může poskytnout zlepšení citlivosti ve srovnání s jednofázovým planárním zobrazováním, a to zejména u postranních adenomů. Použití metody odčítání pomocí ^{123}I a $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – MIBI s planární pinhole akvizicí (krk) a následně SPECT/CT (krku a mediastina) je nejvíce citlivý přístup k detekci a lokalizaci hyperfunkční žlázy.

Protokol akvizice jednoizotopového SPECT/CT je obvykle prováděn za 10 až 60 minut po injekci $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – MIBI. Některá oddělení získávají časné a pozdní SPECT snímky. Iterační metody rekonstrukce jsou vhodné pro zlepšení kvality obrazu. Využití SPECT/CT také poskytuje výhodu oproti SPECT u pacientů s nodulární strumou. Pro snížení radiační zátěže by se část CT akvizice SPECT/CT měla omezit na krku v případě nepřítomnosti mediastinální ložisek na planárních obrazech. (4)

4.1.6. SPECT/CT skeletálního systému

Schopnost posoudit tvorbu nové kostní tkáně scintigrafií je populární neinvazivní diagnostickou metodu pro zobrazování kosterní soustavy. Patologické subjekty, které běžně prokazují zvýšený příjem na kostní scintigrafii, jsou primární nádory kostí, kostní metastázy, infekce a místa kosterních poranění. Nosič radiofarmaka je $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – methylen difosfonát (MDP). (12)

Planární obrazy často nemusí zcela ukázat patologické změny, z důvodu přítomnosti nadloží kosti nebo artefaktů. SPECT zvyšuje citlivost, ale nedostatek anatomických informací brání přesné lokalizaci nálezů. Hybridní zobrazování pomocí SPECT/CT v sobě spojuje výhody obou zobrazovacích technik. Využití

SPECT zvyšuje citlivost ve srovnání s planárním zobrazováním a strukturální informace získané CT poskytují přesné zhodnocení lokality, tvaru a struktury abnormalit. (4)

Kostní skenování se obvykle provádí 2 až 4 hodiny po injekci. SPECT skenování trvá 10 až 45 min. CT se provádí ihned po SPECT skenování ve stejné poloze pacienta. Parametry CT by měly být zvoleny lékařem s ohledem na vliv úrovně ozáření. Kontrastní látka pro CT není běžně používána a je zřídka užitečná pro vyšetřování onemocnění kostí. V mnoha střediscích se SPECT/CT provádí převážně pouze u pacientů s nejasným nálezem na celotělovém planárním obrazu. (4)

Změna přestavby kostí a akumulace ^{99m}Tc – MDP na kostní scintigrafii se může dít i z jiných příčin. Mezi ně může patřit metastazující onemocnění, kalcifikace u jaterních metastáz, primární nádory metabolické příčiny a jiné. Metastatické onemocnění, jako je maligní pleurální a perikardiální výpotek, jaterní metastázy a kalciové metastázy osteosarkomu hromadí ^{99m}Tc – MDP.

Maligní pleurální výpotky a peritoneální ascites občas jsou spojeny s vychytáváním ^{99m}Tc -MDP a mohou být identifikovány na kostní scintigrafii pomocí difuzního zvýšení příjmu radioaktivně v hemitoraxu, což znamená, maligní pleurální výpotek což je nebezpečný znak u pacientů, kteří byli vyšetřeni pro kosterní metastázy. Primární nádory, jak benigní a maligní, jako je například karcinom prsu a tlustého střeva, stejně jako neuroblastom a lymfom, akumulují ^{99m}Tc – MDP. Adenokarcinomy plic, prsu, nebo gastrointestinálního traktu s mucinózními komponenty mají glykoprotein, který je biochemicky podobný chrupavce a váže vápenaté soli. Tento glykoprotein také hromadí ^{99m}Tc – MDP. ^{99m}Tc – MDP absorpce se vyskytuje ve svalech kolem kloubů v případě paraplegie, protože může dojít k opakovaným traumatům bez povšimnutí v důsledku ztráty citlivosti. Některé jiné etiologie mohou zvýšeně akumulovat ^{99m}Tc – MDP. Může to být infekce, včetně celulitidy, absces, synovitidy a zápal plic, cévní podmínky včetně aneuryzmat, žilní trombóza, arteriální obstrukce, lymfatická injekce, vaskulární kalcifikace a infarkt myokardu. (12)

4.1.7. SPECT/CT plic

Obecně platí, že u pacientů podstupujících V / Q SPECT/CT studie má být nejprve provedena ventilace, následuje ve většině případů perfúze SPECT a pak low – dose CT.

Pro zobrazování ventilace, několik existuje několik alternativ. Patří mezi ně inertní radioaktivní plyny, jako je ^{81}Kr a ^{133}Xe , aerosoly jako je radioaktivně značený $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – diethylenetriamin penta – octové kyseliny ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ – DTPA) a jemnozrnné suspenze oxidu $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – Technegas. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ značené částice aerosolů, jako $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – DTPA nebo uhlíkem značené nanočástice $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – Technegas jsou používány vzhledem k jejich dostupnost, nízká ceně a dobré kvalitě obrazu. Volba radiofarmaka závisí na faktorech, jako je lokální dostupnost a náklady. U SPECT/CT ventilace byly zjištěné dobré diagnostické výsledky. Nejčastěji je používáno $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – DTPA, které může být použito pouze při dávkách přibližně 30 MBq. Vzhledem k relativně většímu průměru částic, mohou vzniknout problémy z centrálního uložení dýchacích cest a to zejména u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí.

Technegas má menší velikost částic a má obecně větší alveolární penetraci než $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – DTPA. To má za následek menší retenci v centrálních dýchacích cestách. Bylo prokázáno, že Technegas má podobné rozložení v plicích jako inertní plyn. Spolu s jeho nedostatkem clearance plic během snímání obrazu je Technegas ideální prostředek pro ventilaci SPECT.

Obvykle jsou dávky radiofarmaka totožné s konvenčním planárním zobrazováním. Radiofarmakum se obvykle podává, když pacient leží na zádech, aby se usnadnilo rovnoměrné rozdělení aktivity v průběhu oblasti plic.

K posouzení prokrvení čili perfúze se stejně jako u planárního zobrazování používá $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – makroagregát albuminu ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ – MAA). Distribuce MAA, která je přímo úměrná regionálnímu průtoku krve, se sníží na distálních cévních okluzích v plicních cévách. Perfúze prováděná tímto způsobem, má tak vlastní „zesílení“, protože i malá embolie může způsobit hypoperfúzi velké část plic. Dávka $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – MAA závisí na ventilaci a použité dávce. Používá – li se radioaktivní plyn, dávka radiofarmaka pro perfúzi je obvykle nižší, než je – li k ventilaci použito technecium. To je proto, že signál z radioaktivního plynu může být oddělen od perfúze na

základě jiné energie emitovaných fotonů. Navíc má ^{81}Kr krátký poločas rozpadu a při perfúzi je jeho množství v plicích zanedbatelné.

Pokud se používá k zobrazení ventilace i perfúze technecium, je třeba předchozí aktivitu „pohlít“. Doporučuje se podání větší aktivity, přibližně v poměru ventilace – perfúze 1:3. EANM postup pro V/Q SPECT doporučuje inhalační dávka 30 MBq Technegasu a 120 MBq $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – MAA.

Použitá dávka se liší podle jednotlivých oddělení a je založena na takových faktorech, jako je použitý kolimátor, citlivost gama kamery, parametry zpracování a pokyny místních radiační ochrany.

V případě těhotných žen se obvykle provádí snížení dávky. Toho může být dosaženo vynecháním skenování ventilace nebo snížením podané aktivity u obou vyšetření. V takovém případě se vyžaduje delší doba akvizice tak, aby byla zachována odpovídající hustotu impulzů a tím byly vytvořeny obrázky v dobré kvalitě. U těhotných může být vynecháno CT vyšetření.

Typický protokol, který používá moderní dvouhlavé SPECT/CT kameře trvá 25 až 30 minut celkového pořizovacího času pro sadu dat ventilace, perfúze a CT hrudníku. Záznam se provádí v úhlu 360° s 3° kroky a záznamem 12 sekund na frame pro ventilaci a 8 sekund pro perfúzi. Na jednohlavých SPECT kamerách je doba akvizice pro běžnou klinickou praxi příliš vysoká. SPECT/CT zobrazování je třeba provést s multi – detektorovým CT. Při použití $^{99\text{m}}\text{Tc}$ radionuklidů se používají kolimátory pro nízkou energii s vysokým rozlišením. Velikost matice 128×128 nebo vyšší. Při rekonstrukce se preferuje filtrovaná zpětná projekce, která umožňuje začlenění fyzikálních aspektů, jako je zeslabení fotonů, Comptonův rozptyl a je umožněna lepší kontrola šumu v případě, že je nasčítáno menší množství impulzů. (4)

4.2. PET/CT vyšetření

4.2.1. Fyziologické zobrazení

Fyziologicky je akumulace FDG zvýšena v neuronech. To má za následek zhoršení citlivosti u nádorů v mozku. FDG se dále vylučuje vylučovacím systémem do moči. Důsledkem toho je znemožněno zobrazení nádoru v močovém měchýři. V uretotech se pak nachází aktivní moč, která může simulovat postižení lymfatických uzlin v oblasti, kde se kříží s ilickým cévním svazkem. Zvýšeně rovněž akumuluje lymfatická tkáň Waldayerova okruhu a larynx. Symetrický nález však není nijak klinicky významný. Pokud je pacient lačný, myokard se zobrazí jen minimálně nebo naopak velmi výrazně. Fokální distribuce však není klinicky významná. V oblasti svaloviny žaludku a ve střevech bývá akumulace nehomogenně zvýšena. To může činit problémy při odlišení nádoru. Mírná difuzní akumulace radiofarmaka v kostní dřeni umožňuje diferencovat skelet. Akumulace stoupá, pokud je dřev aktivovaná například v důsledku chemoterapie. Kosterní svalovina je zobrazena pokud pacient nedodrží řádnou příjmu a před vyšetřením měl výraznější fyzickou zátěž nebo pokud není lačný. U tenzních pacientů nebo u mladých dívek s nízkým BMI indexem může být mírně i výrazněji zvýšená akumulace symetricky nuchálně, na krku laterálně a paravertebrálně v oblasti hrudní páteře. Někdy může být i ventrálně u kaudálního okraje hrudníku. Asymetrická akumulace je zřejmá i v oblasti horní hrudní apertury a propaguje do mediastina, v oblasti nadledvin a dorzálně od nich. Původní domněnky, že jsou tak zobrazeny drobné svaly a ganglie vyvrátily hybridní přístroje a patrně se jedná o aktivovanou tukovou tkáň, přesněji reziduální hnědý tuk, termoregulací nebo stresem. (1)

4.2.2. Onkologie

Staging je zásadní problém v hodnocení, prognóze a plánování léčby pro pacienty s nádorovým onemocněním. Novější zobrazovací techniky hrají důležitou roli ve stanovení rozsahu rakoviny a volbě optimálního léčebného režimu.

Zavedení PET a PET/CT prokázalo, že zvyšuje stádia mnoha pacientů, což vede ke změnám v plánu léčby. (10)

Indikace k PET/CT vyšetření se liší podle typu nádoru. U nádorů hlavy a krku je PET/CT vyšetření indikováno v rámci stagingu při suspekci na vzdálené metastázy, při stagingu lymfatických uzlin rozsáhlých primárních nádorů nebo v případě nejednoznačných výsledků z jiných zobrazovacích modalit. Dále je jeho uplatnění při vyhledávání metastáz do krčních uzlin a v rámci restagingu k posouzení reziduální masy po terapii a k diferenciaci lokální recidivy. U nádorů štítné žlázy je staging prováděn u anaplastického karcinomu a primárního lymfomu štítné žlázy a u medulárního karcinomu. U restagingu diferencovaného karcinomu štítné žlázy v případě zvýšení koncentrace TG (triglycerid) v krvi a negativní celotělové scintigrafii prováděné pomocí ^{131}I . Dále pokud jsou rozdílné nebo nejednoznačné nálezy z konvenčního zobrazování a při podezření na recidivu nádorů neakumulujících ^{131}I . U medulárního karcinomu v případě zvýšení koncentrace iCT (imunoreaktivní kalcitonin) v krvi. Nádory plic zaměstnávají PET/CT diferenciací diagnostikou solitárních plicních ložisek, stagingu NSCLC, restagingu NSCLC, které nejsou primárně resektabilní, pro kontrolu terapeutického účinku a při vyhledávání primárního nádoru u metastáz do jiných orgánů. Při nádorech trávicí trubice se zjišťuje primární staging. U jícnu kombinovaný pomocí endoskopického ultrazvuku. Dále kontrola terapeutického účinku a restaging před terapií. Stanovení TNM klasifikace, především N a M stádia a vyhledávání recidivy s vyhledáváním recidivy kolorektálního karcinomu u pacientů se zvýšenými nádorovými markery v krvi a s nejasným nálezem z jiných zobrazovacích modalit. U nádoru pankreatu slouží PET/CT k diferenciací diagnostice ložisek benigních nebo maligních lézí, iniciálnímu stagingu u lokálního postižení i vzdálených metastáz, odlišení recidivy od pooperačních změn a k diferenciací diagnostice zánětu a nádoru. U nádorů jater, žlučníku a žlučových cest se určuje staging HCC vyššího gradu, staging cholangiogenního karcinomu a karcinomu žlučníku s vysokým metabolismem glukózy, restaging karcinomu jater, vyhledávání a kontrola metastáz a kontrola terapeutického efektu. Urologické nádory jsou pro PET/CT spíše nevhodné. Jsou limitovány fyziologickou akumulací a radiofarmakum je vylučováno do moči což omezuje posouzení močového měchýře. PET/CT se tak používá k hodnocení lokálního šíření mimo močový měchýř, lymfatických uzlin a vzdálených metastáz, kontrola terapeutického účinku

a odlišení fibrózních změn od lokální recidivy. Nádory prostaty jsou posuzovány u kontrolních vyšetření pokročilých nebo neléčených onemocnění, nejednoznačných nálezů, nedostatečné odpovědi na léčbu, negativní kostní scintigrafii. U gynekologických nádorů je PET/CT využíván k hodnocení lymfatických uzlin a vzdálených metastáz a lokálního rozsahu nádoru, odhalení časně recidivy. U karcinomu prsu se posuzuje primární staging, restagingu při vyhledávání recidivy a postižených lymfatických uzlin. U nádorů muskuloskeletálního systému je PET/CT citlivé u metastáz do skeletu, u hodnocení účinku neoadjuvantní chemoterapie. PET/CT skeletu je nutno doplnit scintigrafii. U lymfomů je vhodné ke stagingu, předpovědi účinnosti chemoterapie nebo kontrolnímu vyšetření. U melanomů je vhodný pro celotělový staging. PET může být ale zároveň zdrojem falešně negativních výsledků u mikrometastáz menších než 5mm. (14)

4.2.3. Zobrazení zánětu

Zobrazení zánětlivého procesu je umožněno hypermetabolismem glukózy způsobené zvýšením glykolitické aktivity neutrofilů a aktivovaných makrofágů. PET/CT pomocí FDG je uplatňováno u infekčních a neinfekčních zánětů při horečkách neznámého původu a též u podezření infekce cévních protéz a kloubních náhrad. (14)

Jedním z onemocnění, pro které jsou charakteristické horečky, únava, artralgie, myalgie nebo spavost jsou vaskulitidy, které tvoří skupinu onemocnění na podkladě autoimunitního procesu. PET centrum Nemocnice Na Homolce provedlo klinickou studii, jejímž výstupem bylo prokázání přínosu PET/CT v této diagnostice. Hypermetabolismus glukózy v pojivové tkáni je prokazatelný ještě před morfologickými změnami. Takto lze diagnostikovat vaskulitidy velkých a středních cév. Příkladem je Takayasuova arteritida, arteritis temporalis nebo polyarteritis nodosa. Výhodou PET/CT vyšetření je snímání celého těla a detekovat tak změny v celém těle. Konvenčních vyšetření jsou obvykle omezeny na určitý orgán. PET se dále využívá ke kontrole terapie. Akumulace FDG je zvýšena i ve stěnách tepen postižených aterosklerózou v důsledku zánětu endotelu, který aterosklerózu doprovází. Při hodnocení hypermetabolismu je tak třeba vždy operovat i s anamnestickými daty. (14)

U diagnostiky osteomyelitidy je PET/CT velkým přínosem. Negativní nález tuto diagnózu vylučuje. V případě pozitivního nálezu je ale specificita nižší, jelikož zvýšený metabolismus může vykazovat i sterilní zánět z aseptického uvolnění protézy, i když je intenzita nižší. K diferenciaci mezi infekcí a neinfekčním nálezem slouží lokalizace a charakter hypermetabolických oblastí. Nález na styčných plochách kosti a protézy je podezřelý. Metabolismus FDG je zvýšen při pooperačních reparativních procesech, důležitá je tedy znalost časové odstupu od chirurgického zákroku. Akumulace FDG v těchto případech v čase klesá. U nejasných nálezů je tedy vhodné opakování vyšetření po časovém odstupu.

Infekce cévní protézy je pro pacienta rizikový stav a je důležité včasné odhalení. PET/CT detekuje hypermetabolismus FDG citlivěji než jiné konvenční zobrazovací metody jako USG, CT nebo MR. Tím lze dobře odlišit zánět od reparativních změn. Specificita PET se pohybuje kolem 95 %. (14)

PET/CT umožňuje diagnostiku zánětlivých postižení, které se projevují horečkou, ale kvůli absenci dalších klinických příznaků unikají diagnóze. Mezi takové může patřit synovitida v kloubech při revmatoidní artritidě. V postižených kloubech lze zachytit zvýšenou akumulaci FDG před rozvojem morfologických změn. Na CT je zachyceno pouze zmnožení kloubní tekutiny a zesílení kloubní výstelky, následuje periartikulární osteoporóza a nekróza chrupavky. Reparativní změny vedou k deformitě kloubu. Dalším příkladem jsou zánětlivá postižení střevní sliznice u ulcerózní kolitidy nebo Crohnovy choroby. Zvýšená akumulace FDG může být i fyziologicky. Definitivní diagnóza musí být vždy podložena endoskopickým vyšetřením. Floridní zánět v mykotickém aneurysmatu. Aneurysma může být v cirkulární nebo vakovité podobě částečně vyplněné trombem. PET má nezastupitelný význam, protože CT nedokáže odlišit zánětlivé a nezápětlivé aneurysma. Dalšími postiženími, která je PET/CT schopno detekovat je absces, floridní zánět v terénu polycystické choroby ledvin, jater a pankreatu, granulomatózní záněty, poruchy imunity, endokrinní poruchy a podobně. (14)

4.2.4. Neurologie/psychiatrie

PET/CT se využívá u pacientů, u kterých je podezření na Alzheimerovu chorobu, u demencí a pacientů trpících epilepsií. U takových pacientů se vyskytuje v mozku

epileptogenní zóna. To je oblast mozku, ve které vznikají epileptické záchvaty a po jejím odstranění záchvaty vymizí. Tato zóna má mezi záchvaty abnormální funkci. PET v takovém případě umožňuje lokalizaci a ohraničení deficitní zóny. Je zde zřejmé snížení akumulace FDG. Mechanismus toho snížení není zcela jasný. Ideálním radiofarmakem pro toto zobrazování by bylo použití ^{11}C – flumazenilu, který znázorní denzity benzodiazepinových receptorů. PET se neprovádí pro předpověď úspěšnosti medikamentózní léčby, jelikož ložiskový hypometabolismus není signifikantní pro nižší pravděpodobnost úspěšnosti takové léčby. Hypometabolismus může být zjištěn nejen v temporální oblasti, ale i v thalamu, bazálních gangliích nebo ve frontálním a parietálním laloku. PET se provádí pouze u pacientů, jejichž diagnóza není jasná. Provádí se, pouze pokud není jistá diagnóza po vyšetření na magnetické rezonanci. Dále PET může vybrat cílové oblasti, které budou následně vyšetřeny intrakraniálními elektrodami. Může tak zobrazit místa, kde se předtím nepředpokládal výskyt epileptogenní zóny. Také lze prognostikovat výsledek operace z hlediska záchvatů nebo poruch paměti po chirurgickém zákroku na spánkovém laloku. Další radiofarmaka, která by mohla napomoci v diagnostice epilepsií, jsou antagonisté opioidních receptorů jako ^{11}C – disprenorfin, ^{18}F – cycloFOXY a ^{11}C – diprenorfin nebo trakery s vazbou na MAO – B a H1 receptory, například ^{11}C – deuterium deprenyl, ^{11}C – doxepin. (14)

U detekce Alzheimerovy choroby napomáhá FDG k pochopení klinického obrazu a zvýšení diagnostické přesnosti. Ve srovnání s jinými klinickými postupy zvyšuje PET přesnost detekce přítomnosti nebo nepřítomnosti Alzheimerovy choroby. U pacientů s diagnózou demence PET objasňuje diagnózu, která je relevantní pro vhodnou léčbu. Pohybové poruchy se zobrazují pomocí biomarkerů zaměřených na presynaptická dopaminová nervová zakončení se specifickými cíli včetně syntézou dopaminu ^{18}F – F DOPA pro PET nebo vezikulární transportér ^{11}C VMAT2 pro PET.

^{18}F – FDOPA je převzat do dopaminových neuronů a je aromatickými dekarboxylázami aminokyselin převeden na ^{18}F dopamin, který zůstává zachycený v buňce. Po uvolnění do synapse je dopamin vzat zpět do presynaptického neuronu prostřednictvím v membráně vázaného proteinu a vychytává se v corpus striatum. Je-li účelem kontroly pomocí PET měření přírůstkové ztráty signálu u pacienta k posouzení rychlosti změny zobrazovacího signálu, je nutné kvantitativní nebo semikvantitativní hodnocení měření. Vizuální analýza obrazu není vhodným

prostředkem pro detekci relativní změny signálu. Kvantifikace v tomto prostředí vytváří mnoho problémů jako faktory nesouvisející s hustotou vazebných míst a vlivu na kvantitativní signál. Patří mezi ně farmakokinetika radioizotopu, šum a metody analýzy obrazu. Například oblast zájmu analýzy striatálních závazných ukazatelů v DAT snímků v subjektu bude ovlivněna takovými parametry jako je načasování skenování po aplikaci, velikost striatálních oblastí zájmu, rekonstrukce, korekce filtrace a atenuace, technické faktory, jako je pohyb, dále klinické faktory jako věk subjektu, genotyp, stav hydratace a tak dále. (11)

4.2.5. Viabilita myokardu

Na hodnocení viability myokardu jsou indikováni pacienti po prodělaném infarktu myokardu a je u nich zvažována další terapie. Viabilní myokard je takový, který je po obnovení koronárního průtoku schopný obnovit kontraktilní funkci. V současnosti je vyšetření viability myokardu důležitou součástí vyšetřovacího procesu u pacientů trpících ischemickou chorobou srdeční s postižením levé komory srdeční pro následnou revaskularizační chirurgii nebo intervenční radiologii. Výsledky tohoto vyšetření rozhodují o postupu další léčby, jestli bude zvolena konzervativní nebo bude u pacienta provedena revaskularizace postižené části levé komory. Princip vyšetření vychází z předpokladu, že u myokardu, který je hypoperfundovaný ale akumuluje FDG může být po příslušném zákroku zlepšena jeho funkce. (6, 7)

Dysfunkční myokard u pacientů s ICHS obvykle obsahuje buňky s různým stupněm poškození. Jsou to buňky normální, myopatické, omráčené, hibernující a nekrotické. Pro zajištění revaskularizace jsou důležité buňky omráčené a buňky hibernující. V případě diagnostiky na přístroji PET se využívá radiofarmakum FDG. Myokard metabolizuje minimálně. Z toho vyplývá speciální příprava popsána v kapitole 2.2.5. PET s pomocí FDG má nejvyšší senzitivitu. Udává se až 93%. Vyšetření viability myokardu navazuje na zátěžový test nebo zobrazení perfúze pomocí ^{99m}Tc – MIBI na SPECT/CT nebo pomocí ^{82}Rb na PET/CT. Na získaných obrazech v kombinaci se SPECT lze v dysfunkčních segmentech levé komory rozeznat několik typů nálezu. První z nich je omráčení, kdy je normální perfúze a snížený metabolismus. Takový myokard je viabilní, ačkoliv se nemusí stahovat.

V případě hibernace je zřejmý perfúzně metabolický mismatch, tedy porucha perfúze se zachováním akumulace FDG. Tento stav je reverzibilní a lze ho ovlivnit revaskularizací. V praxi nejčastější nález je porucha perfúze i porucha akumulace FDG. Je typický pro pacienty po prodělaném IM. V takovém případě je myokard již neviabilní a od případné revaskularizace je upuštěno. (6, 7)

4.2.6. Plánování terapie

Nejpřesvědčivější aplikace PET/CT je v orientovaných terapeutických přístupech, jako minimálně invazivní chirurgie, CT - řízená transkutánní radiofrekvenční ablace, chemoembolizace a při biopsii. Využití PET/CT při plánování perkutánní terapie slibuje výrazné zlepšení oproti současné plánovací koncepci. Pouze s pomocí PET/CT, s průvodcem zásahu do PET - pozitivní léze v jakékoli části obrazu PET na CT umožňuje, aby byl cíl zasažen přesně, a to i v případě CT negativních nálezů. Po chemoembolizaci je CT obraz jater narušen chemoembolizací a změnami vyvolané terapií. Příslušné změny nemohou být detekovány po dobu 6 měsíců. PET/CT umožňuje zaměřit a lokalizovat terapii reziduálních nebo recidivujících onemocnění. Častější aplikace jsou prohlídky biopsie hyperaktivních lymfatických uzlin. Stejně tak se může být FDG PET/CT užitečné pro selektivní biopsii životaschopné části částečně nekrotických nádorů. Tato možnost PET/CT je velmi důležitá v přítomnosti různých morfologicky detekovatelných lymfatických uzlin. Vysoký výskyt recidiv v rámci primárního svazku cílového u některých nádorů, např. karcinom průdušek, vyzývá k eskalaci dávky za účelem zvýšení pravděpodobnosti kontroly nádoru. Toto však omezuje radiotoxicita zdravých tkání. Proto je potřeba zvýšit dávku v cílovém objemu. Vzhledem k biologickému účinku je to možné pouze snížením ozářeného objemu. V důsledku toho, jelikož bezpečnostní rozpětí, je třeba snížit, rozsah onemocnění, musí být určena přesněji. PET přidává cenné informace v této souvislosti. PET nálezy však musí být přeloženy do morfologických obrazů, což znamená nutnost využití hybridního režimu PET/CT. Údaje PET jsou využívány přímo mapováním přesně do prostorového souřadného systému léčby. Počáteční údaje naznačují úlohu FDG a také více specifických stopových látek s pomocí identifikovat oblasti s vysokým rizikem recidivy nádoru. To umožňuje snížení rizika a přizpůsobení

cílovému objemu se současným zvyšováním dávky optimalizací kompromisu mezi out of field a in of field. Důležitou roli mohou hrát také nová radiofarmaka při modulaci distribuce a překonávání hypoxie nádoru. (9)

PRAKTICKÁ ČÁST

5. CÍL PRÁCE

Cílem bakalářské práce je nastudovat odbornou literaturu na dané téma a informovat odbornou veřejnost o principech hybridních přístrojů a jejich využití v praxi. Dalším cílem práce je demonstrovat přínos využití hybridních přístrojů SPECT/CT a PET/CT u vybraných pacientů s různými onemocněními a přínos PET/CT u pacientů s onkologickým onemocněním.

Bylo stanoveno několik výzkumných otázek.

Výzkumná otázka č. 1: Domnívám se, že SPECT/CT dokáže posoudit nález lépe než jiné vyšetřovací modalities.

Výzkumná otázka č. 2: Domnívám se, že hybridní přístroje jsou vhodnou volbou při rozhodování o další léčbě pacienta.

Výzkumná otázka č. 3: Domnívám se, že PET/CT je nejvhodnější volbou při sledování metastáz a generalizace onemocnění.

6. KAZUISTIKY

Všichni pacienti byli vyšetřeni na Oddělení nukleární medicíny Fakultní nemocnice Plzeň Lochotín. Sběr kazuistik probíhal se svolením nemocnice v době odborné praxe. Celkem v praktické části bakalářské práci uvádím kazuistiky od 6 pacientů. Obrazová data vyšetření byla získána z nemocničního systému WinMedicalc.

6.1. Kazuistika 1

Muž, 83 let

Anamnéza

RA: bez závažnějších onemocnění v rodině

OA: Stav po pneumonii vlevo, CHOPN, arteriální hypertenze, dyslipidémie, stav po chemoterapii, polyatrofický syndrom,

SA: bydlí s manželkou v panelovém domě, bez domácích zvířat

PA: důchodce, dříve pracoval v Borské věznici

AA: neguje

NO: v.s. Aspergilom v S6 vpravo dle CT , stav po opakované BSK (pozitivní BAL, sputum a serologie na Aspergilliu, kontrolní serologie neg), v.s. Metastatický proces jater nejasné etiologie, stav po punkci meta ložisek pod USG kontrolou

Abúzus: 15 let exkuřák, předtím od 23 let až 40 cigaret denně, alkohol příležitostně

Pacient s náhodným nálezem pravděpodobného aspergilomu na CT vyšetření byl přijat k dovyšetření a následné onkologické léčbě dle výsledků a zvážení vzhledem ke stavu pacienta.

Podstoupená vyšetření

CT plic a mediastina

CT vyšetření bylo provedeno po aplikaci neionické jodové kontrastní látky i.v. v nemocnici Privamed

Závěr: patologická léze v S6 vpravo – v.s. mycetom (aspergilom), méně pravděpodobný je centrálně nekrotický tumor či jiná etiologie, v.s. meta v játrech.

USG břicha se zaměřením na játra a nadklíčky

Závěr: Nadklíčky bez patologických lymfatických uzlin. Játra nezvětšená. V obou jaterních lalocích mnohočetná hyperechogenní kulovitá ložiska s hypoechogenním lemem, největší dosahují velikosti 56 mm, většina z nich s hypoechogenními centry, ložiska jsou tedy cysticky degenerovaná či centrálně nekrotická, nejpravděpodobněji se jedná o metastázy primárního onemocnění, žlučové cesty bez dilatace

CT břicha

CT provedeno nativně a postkontrastně s aplikací 100 ml neionické jodové kontrastní látky i.v.

Závěr: V játrech četné metastázy velikosti 2 – 5 cm, některá ložiska jsou centrálně nekrotická. Lipodystrofie pankreatu, bez expanze. Ledviny normální, nadledviny nezvětšeny, Lien lobatus, pokročilé spondylodegenerativní změny.

USG, punkce pod USG kontrolou

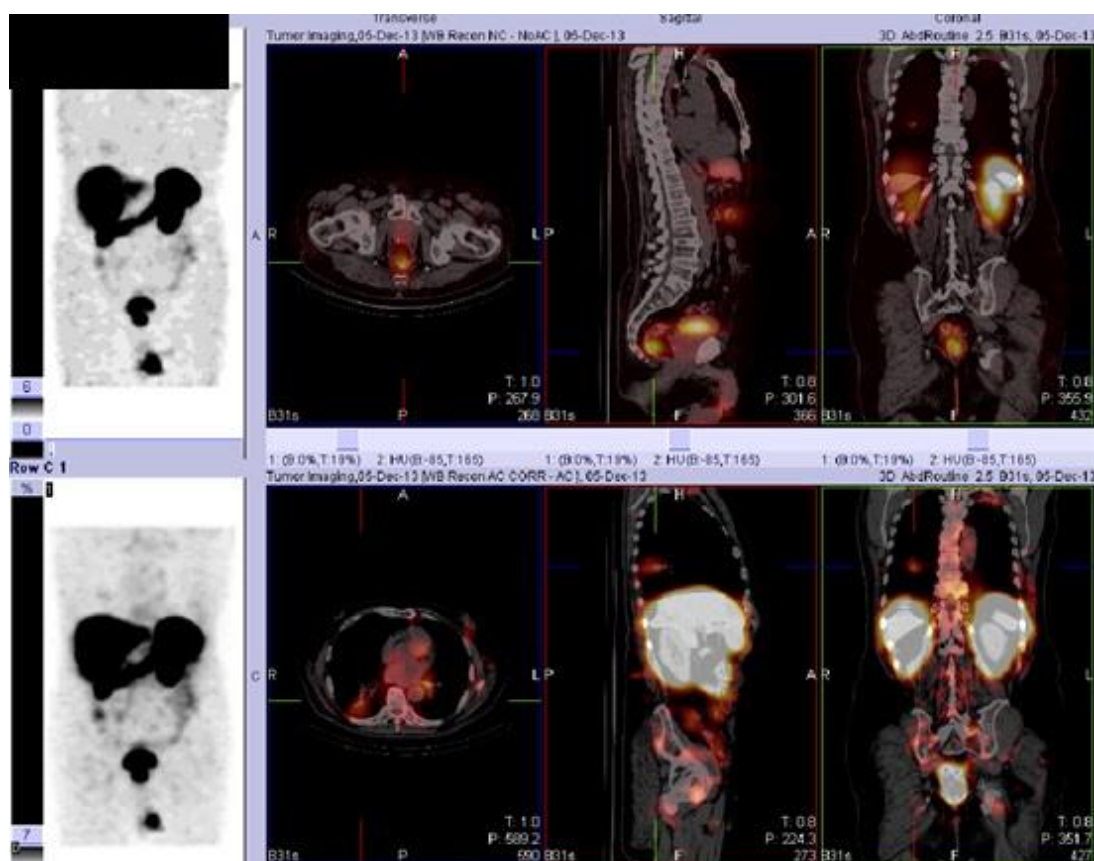
Scintigrafie nádorů ^{111}In octreotid

Indikace: K vyšetření indikován pacient s prokázaným neuroendokrinním tumorem, suspektně karcinoid, metastatické postižení jater, Dle CT nejasný nález na plicích, není zřejmý primární zdroj. Zvažována onkologická léčba.

Provedení vyšetření: Byly provedeny planární záznamy hlavy, krku a trupu po proximální partii stehen za 4,5 a 24 hodin po aplikaci 144 MBq ^{111}In pentetretid, tomografické vyšetření trupu časně metodou SPECT a pozdě SPECT/CT nativně.

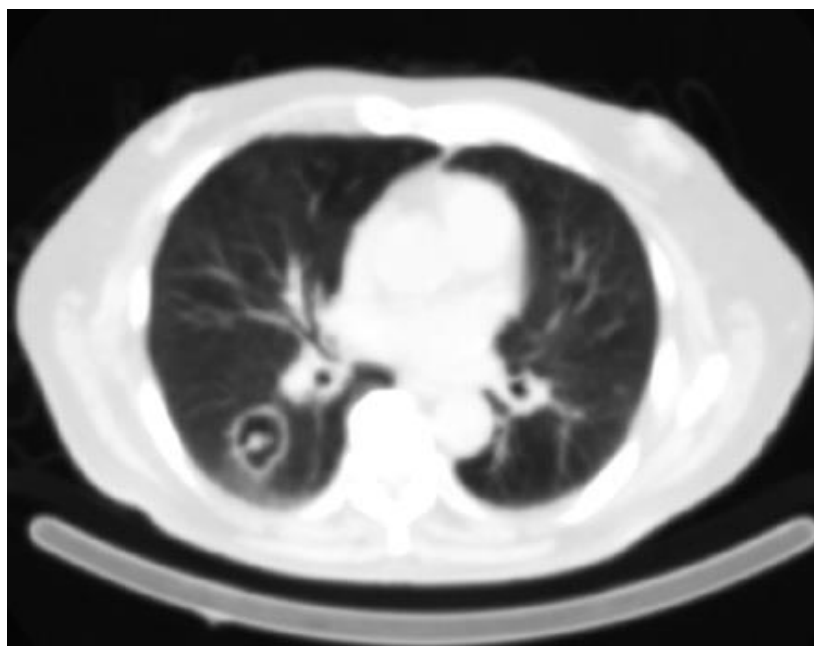
Závěr: desmoplastický karcinoid v oblasti mezenteria s metastázami v játrech. K přesnějšímu posouzení zvažte doplnění PET/CT vyš. s podáním FDOPA. Ložisko v plicích budí podezření na přítomnost mycetomu.

Obrázek č. 1: SPECT/CT Octreotid



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

Obrázek č. 2: CT vyšetření



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

CT vyšetření

Bylo provedeno nativní vyšetření low dose technikou.

Nález: Aspergliom v S6 vpravo je oproti přechozímu vyšetření větší – 47 x 38 x 46mm, charakter se nemění. V S10 vlevo drobná kalcifikace vel. 6 x 5mm, dále kalcifikace na pleuře při S3 vlevo. Ostatní plicní parenchym bez ložisek, pleurální dutiny a perikard bez výpotku, srdce nezvětšeno, mediastinum a plicní hily orientačně bez patologicky zvětšených uzlin. Okrajově zachyceny meta v játrech.

SPECT/CT vyšetření přispělo k diferenciaci diagnózy, v tomto případě aspergliomu. SPECT/CT doporučuje PET/CT vyšetření s FDOPA. Od tohoto vyšetření bylo vzhledem věku a celkovému stavu pacienta a vzhledem k histologii, prolifaktickému indexu a projevům karcinoidového syndromu upuštěno a byla zahájena léčba Sandostatinem.

6.2. Kazuistika 2

Žena, 40 let

Anamnéza

RA: otec hypertonik, matka - stav po revmatické horečce, má umělou chlopeň, po RFA, žlučové kameny, osteoporóza, léčí se se štítnou žlázou, babička měla močové kameny, obě sestry se též léčí se štítnou žlázou, 4 děti (3 v pěstounské péči, 1 adoptované)

OA: urolitiáza, renální koliky opakovaně (nejvíce v letech 1989 - 1999), 3x LERV, opakované záněty močových cest v minulosti, hypotyreóza od 07/13, substituční léčba, opakované migrény a křeče v hlavě, cystická mastopatie dle USG, sledována na mamologii, atopický ekzém, stav p gynekologické operaci pro endometriózu vaječníku a exstirpaci myomu

SA: žije s manželem a dětmi v RD

PA: pěstounka, zaměstnavatel ÚP Praha, pobočka v Plzni

AA: atopik – Savo, prací prášek

NO: primární hyperparatyreóza, hypotyreóza, depresivní porucha, úzkostná forma

Abúzus: alkohol nepije, nekuřačka

Podstoupená vyšetření

USG štítné žlázy

Závěr: Obraz v.s. chronické autoimunní tyroiditidy, suspektní adenom dolního příštítného tělíska vpravo. Doporučeno doplnit scintigrafii příštítných tělísek

Scintigrafie příštítných tělísek ^{99m}Tc MIBI

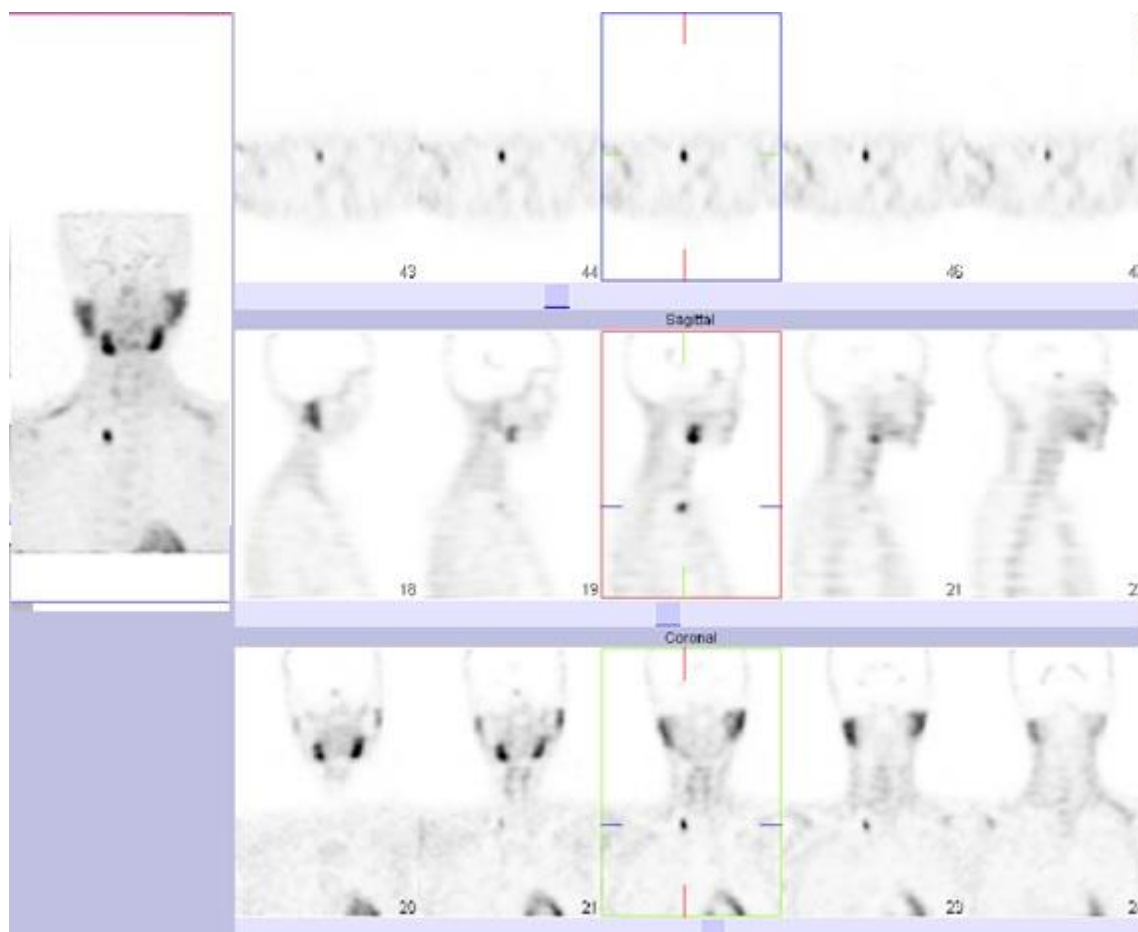
Indikace: Scintigrafie vyšetření příštítných tělísek u 40 – leté nemocné s primární hyperparatyreózou, dle USG se suspektní adenom pravého dolního příštítného tělíska.

Provedení vyšetření: Vyšetření bylo provedeno metodou SPECT zaměřené na krk a mediastinum 10 a 120 minut po aplikaci 660 MBq ^{99m}Tc – MIBI, v pozdní fázi nativní CT vyšetření v identickém rozsahu.

Závěr: Z hlediska eventuálně intrathyroideálně uloženého příštítného tělíska snad neurčitě změny v centru pravého laloku štítné žlázy. Fokus s intenzivní akumulací

značeného isonitritu vpravo supraklavikulárně, v.s. jde o adenom ektopicky uloženého pravého dolního příštítného tělíska, dif. dg. v této lokalizaci nevyločím eventuálně abnormně aktivovanou uzlinu. Méně obvyklá kumulace pravděpodobně ve svalech baze dutiny ústní.

Obrázek č. 3: SPECT/CT příštítných tělísek



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

Na základě SPECT/CT vyšetření příštítných tělísek se potvrdila diagnóza adenomu uloženého při pravém dolním příštítném tělísku a pacientce byla indikována pravostranná parathyroidektomie.

6.3. Kazuistika 3

Muž, 43 let

Anamnéza

RA: rodiče dyslipidémie, dcera se též léčí s astma bronchiale

OA: astma bronchiale, dyslipidemie, st. po komoci mozku při nehodě

SA: žije v RD s manželkou, chová osmáka

PA: ekonom, strojař

AA: pyly, roztoči, prach, kočky, křeček

NO: Zhoubný melanom hlavy

Abúzus: před měsícem začal kouřit, kouří nárazově, max. 5 cigaret denně

Pacient s maligním melanomem v oblasti hlavy byl indikován k operaci.

Podstoupená vyšetření

RN lymfoscintigrafie ^{99m}Tc nanokoloid

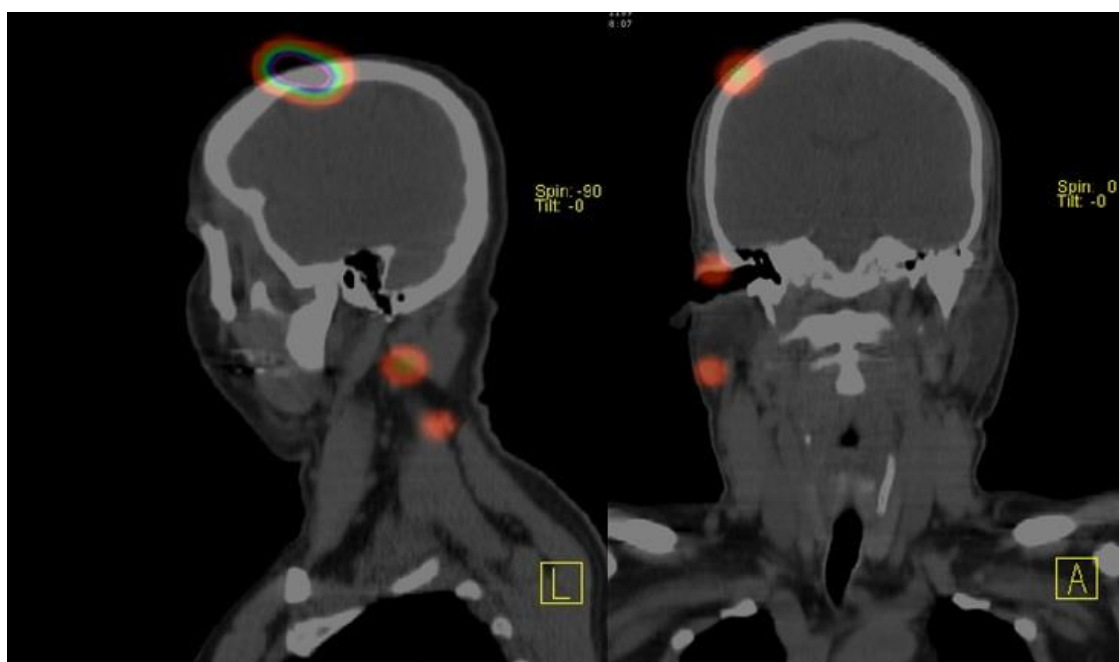
Indikace: Vyšetření sentinelových lymfatických uzlin u pacienta s maligním melanomem čela

Provedení vyšetření: Radiofarmakum ^{99m}Tc HSA koloid (částice séra lidského albuminu velikosti 100 – 600 nm) o aktivitě 33 MBq bylo aplikováno do okolí pigmentové léze lokalizované na hlavě frontálně až frontoparietálně l. dx. 4 intradermálními vpichy.

Ihned po aplikaci byl proveden dynamický záznam cílený na hlavu a krk, za 22 hod. pak statické snímky v přední a zadní projekci a tomografické vyšetření SPECT/CT low dose technikou.

Závěr: Zobrazeno celkem 5 uzlin na hlavě a krku vpravo, průměty dvou označeny na kůži (nejproximálněji uložené k místu léze a uzliny s nejvyšší intenzitou akumulace).

Obrázek č. 4: SPECT/CT sentinelové uzliny



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

Během operace maligního melanomu hlavy byly pacientovy odebrány 2 lymfatické uzliny z celkem 5 zobrazených. Tyto uzliny byly uloženy nejbližší léze a vykazovaly nejvyšší intenzitu akumulace.

Podstoupené SPECT/CT vyšetření umožnilo zobrazení postižených sentinelových uzlin, které byly během operace odstraněny.

6.4. Kazuistika 4

Muž, 61 let

Anamnéza

RA: otec žije, 86 let, matka zemřela v 68 letech na CMP, sourozence nemá, děti dcera 39 a syn 36 zdraví.

OA: asi od 2004 arteriální hypertenze, neguje IM, CMP, DM, TEN, onemocnění plicní, štítné žlázy, GIT, při preventivních prohlídkách v minulosti měl prý na EKG blok pravého Tawarova raménka, po operaci L páteře, pupeční kýla, kontakt s TBC neguje.

SA: žije sám, zvířata - pes, kočky, na zahradě andulky (v zimě ve sklepě, má je 10 let), suchý byt

PA: v ID od 3/2013 (páteř), dříve řidič sanity – záchranář

AA: nejuje

NO: ICHS, uzávěr RIA i ACD, významná stenóza RCx, Levostranná kardiální dekompenzace. Těžká systolická dysfunkce LKS. Trombus v hrotu LKS, respirační insuficience suspektně kombinované etiologie, intersticiální plicní proces zatím neupřesněné etiologie – nejspíše charakteru chron. EAA či chron. eosinofilní pneumonie dle pneumoimunologického vyšetření BALT, léčba systémově KS (Prednison 40mg denně), Chronická RBBB, Suspektně drobné konkrementy v ledvinách.

Abúzus: nekouří od 2003, kouřil 40/den od 15 let

Podstoupená vyšetření

Rtg plic

Hrubě zmnožená bronchitická a intersticiální kresba, bez ohraničených ložiskových změn. Srdce mírně rozšířeno oběma směry, mírně sklerotická aorta. Oba costofrérické úhly otupeny, zřejmě malým množstvím pleurálního výpotku.

EKG

akce srdeční nepravidelná, rytmus sin., frekvence 100 /min., sklon el. osy srdeční doprava , PQ 0.12, QRS 0,12 , ST izoel., negat T ve III,V1-V3, T vlny pozitivní.

Echokardiologické vyšetření

Levá komora je zvětšená. Mezikomorové septum je ztluštělé, zadní stěna hraniční tloušťky. Nejlepší kinetiku má anteroseptum a přední stěna. Celé spodní septum a apikální 3/4 spodní a zadní stěny a laterální stěna jsou těžce hypokinetické. Hrot srdeční je akinetický. V hrotu levé komory srdeční je suspektně trombus o velikosti 23x17 mm. Systolická funkce je významně omezena. Levá síň zvětšená, plocha v A4D projekci 27 mm².

Pravá komora zvětšená s rozměry bazal 49mm, střed 33 mm, dlouhá osa 96 mm, je hypokinetická, s lehce omezenou systolickou funkcí, TAPSE 21 mm.

Aortální chlopeň je trojcípá, cípy lehce ztlustělé, bez stenózy, regurgitace stopová. Ascendentní aorta normální šíře 38 mm (16,6 mm/m²). Oblouk aorty normální šíře 31 mm. Mitrální chlopeň s lehce ztlustělými cípy, regurgitací středně širokým centrálním jetem do 1/2 levé síně, může být již středně významná (2-3/4) při TK 126/80 mmHg. Trikuspidální chlopeň s málo až středně významnou regurgitací užším jetem při mezisíňovém septu do 2/3 pravé síně (2/4)

Pulmonální regurgitace málo významná, typ II průtokové křivky. Dolní dutá žíla hraniční šíře 17 mm, s respirační kolabuje minimálně. Odhadovaný systolický tlak v plicnici k 40 – 45 mmHg v pásmu lehké/středně těžké plicní hypertenze, může být podhodnocen, plicní hypertenze je možná.

Perikard s částečně organizovaným výpotkem při bazi spodní a zadní stěny levé komory srdeční, separace listů v diastole do 5 mm.

Koronarografické vyšetření

Přístup a. radialis lat. sin. 5F

Nativně kalcifikace věnčitých tepen.

ACS: Hrubé nerovnosti distálního kmene. RIA je prakticky uzavřen proximálně. Chabě antegrádně se plní střední úsek RIA a RD II. Nerovnosti RIM. Významná stenóza RCx proximálně, jinak nerovnosti RCx. Kolaterály k ACD.

ACD: Uzávěr magistrální tepny ve střední části za odstupem RMD. Chabě kolaterály k RIA. Mohutná periferie ACD (zasahuje na zadní stěnu) se plní chabě z homokolaterál a lépe z heterokolaterál, pravotyp

DUSG extrakraniálních tepen

Závěr: Oboustranně bez průkazu významné stenózy či uzávěru na karotidách i vertebrálních tepnách.

Echokardiologické vyšetření

Závěr: Oboustranně bez průkazu významné stenózy či uzávěru na karotidách i vertebrálních tepnách.

Echokardiologické vyšetření

Levá komora je dilatovaná, těžce excentricky hypertrofická, s těžkou poruchou systolické funkce. Levá síň je lehce zvětšená. Je nadhraniční šíře kořene aorty a

vzestupné aorty. Pravá komora je normální velikosti, s odhadem lehce sníženou celkovou systolickou funkcí. Pravá síň je lehce zvětšená. Popis chlopní a perikardu viz. výše.

Klidová perfúzní scintigrafie myokardu

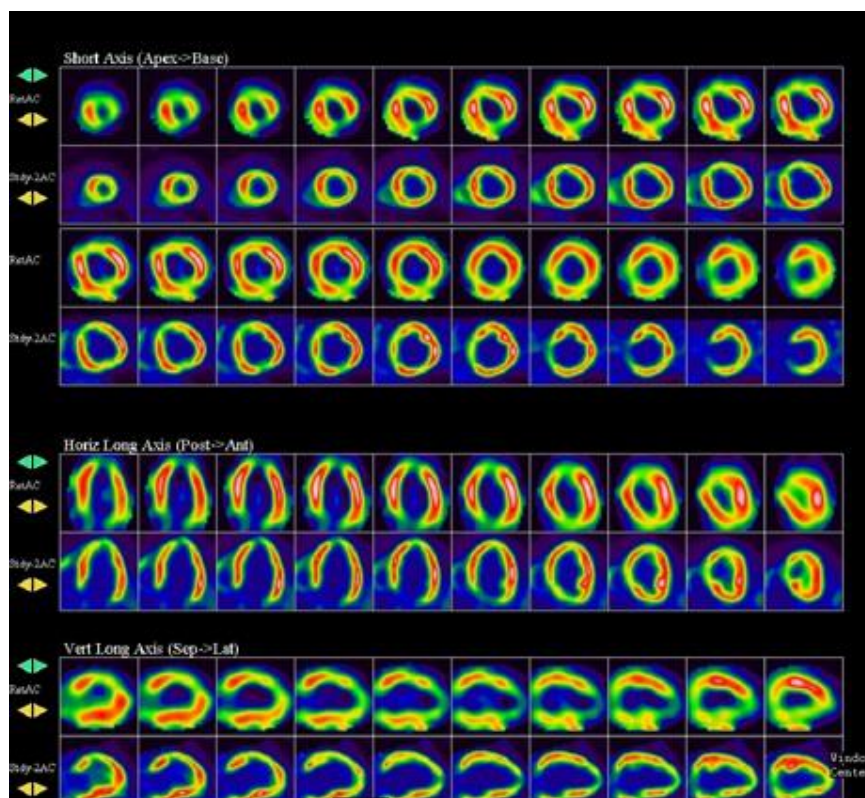
Indikace: provedení klidové scintigrafie myokardu před provedením PET/CT viability myokardu u nemocného s progredující námahovou dušností, vyšetřován na plicní klinice, kde stav hodnocen jako intersticiální plicní proces nejasné etiologie.

Provedení vyšetření: Vyšetření provedeno pomocí EKG – gated SPECT s korekcí na absorpci metodou Profile po podání 1300 MBq ^{99m}Tc – MIBI.

Závěr: za klidových podmínek patrný ložiskový defekt perfúze v oblasti hrotu, který se šíří na přední i zadní stěnu myokardu LK, nález svědčí pro prodělanou myokardiální lézi ("jizvu"). Postihuje cca 30% svaloviny myokardu LK.

Enormně snížená globální systolická funkce LK v klidu (odpovídající udávané těžké systolické dysfunkci LK), bez výraznějších regionálních poruch motility.

Obrázek č. 5: SPECT/CT perfúze myokardu



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

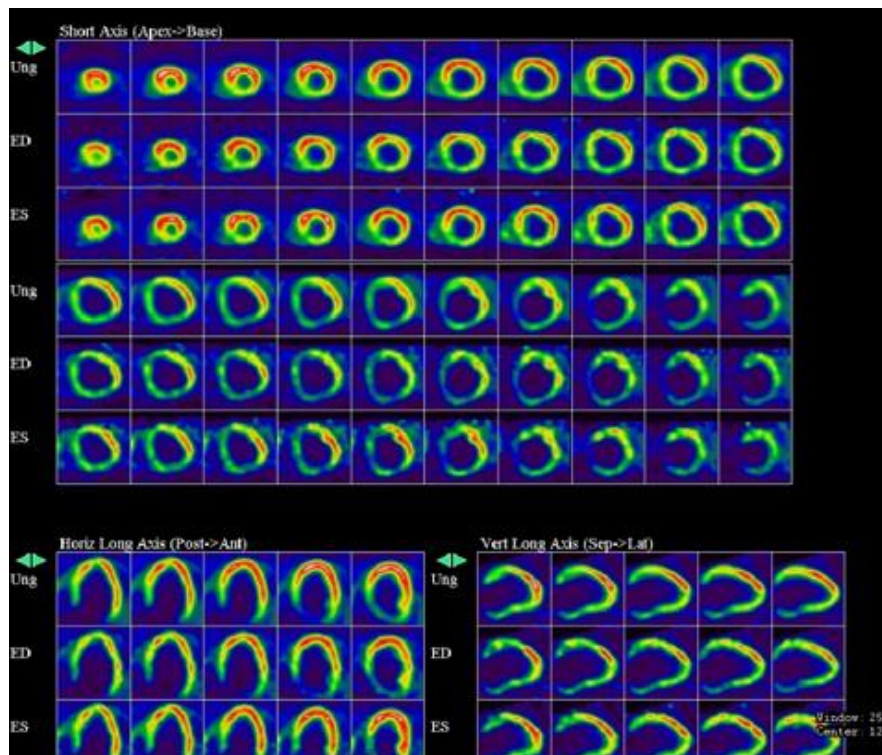
PET/CT viabilita myokardu s ^{18}F FDG

Indikace: provedení PET/CT viability myokardu u našeho pacienta s progredující námahovou dušností, vyšetřován na plicní klinice, kde stav hodnocen jako intersticiální plicní proces nejasné etiologie

Provedení vyšetření: Pacientovi bylo aplikováno 387 MBq ^{18}F FDG 18FDG po stabilizaci glykémie pomocí insulin/20% glukózy na 5,0 mmol/l. Záznam proveden za 70 min po aplikaci FDG s korekcí na atenuaci pomocí "low dose" CT.

Závěr: převážně diskordantní porucha perfúze a metabolismu myokardu LK v oblasti hrotu a přilehlých partií přední a spodní stěny odpovídá hibernujícímu myokardu, který představuje zhruba 30% celkového myokardu LK. Z hlediska PETu lze připustit zlepšení funkce LK po event. revaskularizaci výše uvedené oblasti LK.

Obrázek č. 6: PET/CT viabilita myokardu



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

6.5. Kazuistika 5

Žena, 57 let

Anamnéza

RA: Otec měl na leukémii v necelých 60 letech, matka zdravá, žije, 2 sestry zdravé, 3 děti zdravé.

OA: V dětství nestonala závažněji, operace 1996 HYE s BSO, mastektomie vpravo, spirálovitá zlomenina LDK, s ničím se neléčila.

SA: bydlí s invalidním manželem (komplikace diabetu)

PA: PN vystavena, pracuje jako pokladní v supermarketu

AA: neguje

NO: C509 Malignizovaný fylouidní tumor pravého prsu s meta axilárních uzlin pT4N1bM0

Abúzus: Exkuřák, dříve 10 cigaret denně, alkohol nepije, černá káva 1x denně

Pacientka podstoupila mastektomii vpravo s exenterací pravé axily pro maligní cystosarcoma phyloides zasahující do roviny excise, G X, pT3pN0M0. Následně byla indikována k pooperačnímu ozáření hrudní stěny a neradikální extirpaci dvou metastatických kožních ložisek vlevo retroaurikulárně.

Provedená vyšetření

Skelet WB

Závěr: Z hlediska ložiskového postižení skeletu v souvislosti se základním onemocněním negativní nález.

CT hrudníku nativně

Závěr: částečně zachycen krk (od mandibuly), podél ventrálního okraje kývače vlevo jsou patrné 2 mírně zvětšené uzliny, v nadklíčcích, v axilách nejsou zvětšené uzliny, v mediastinu paratracheálně vpravo jsou 2 uzliny max. hraniční velikosti. Štítná žláza nezvětšená. Srdce mírně rozšířené. Plicní parenchym bez ložisek, dorsálně subpleurálně známky mírné hypostázy. Pleurální dutiny bez výpotku. V podbráničních prostorech bez patologických změn, drobný spleniculus.

USG jizvy po ablaci vpravo, l. prsu, axil, nadklíčků, jater a rezistencí na hlavě vlevo

Závěr: Jizva po ablaci bez recidivy. Levý prs bez ložisek podezřelých z malignity.

Axily a nadklíčky bez patologicky změněných LU. Hepatomegalie při nápadné difusní steatose, bez ložisek. Podkladem rezistencí ve vlasové části hlavy vlevo jsou hypoechogenní útvary v podkoží s cévním zásobením při okraji, jinak avaskulární, velikost 10 a 14mm – může jít o ateromy, vzhledem k rychlému nárůstu připadají v úvahu i metastázy, o LU se nejedná.

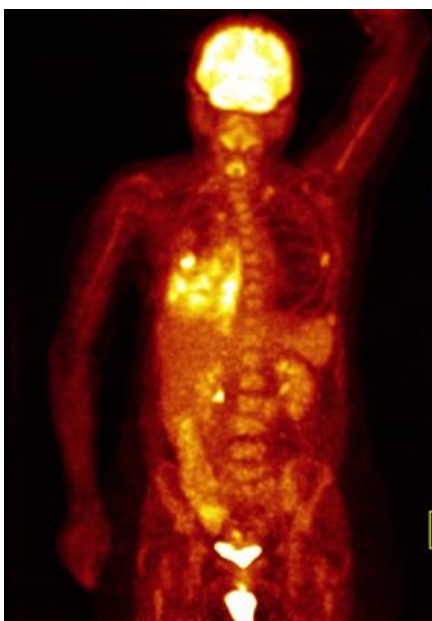
PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

Indikace: PET/CT vyšetření hlavy a trupu k vyloučení viabilní neoplazie

Průběh vyšetření: PET záznam proveden za 60 minut po aplikaci 219 MBq ¹⁸FDG při glykémii 6,2 mmol/l. CT záznam byl proveden po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jodové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno dvoufázově v rozsahu hlavy, krku a trupu až po oblast třísel.

Závěr: Metabolicky aktivní změny mají v.s. multifaktoriální etiologii, v plicích krom ojedinelých ložisek generalizace maligního onemocnění je t.č. rozsáhlejší zřejmě zánětlivá infiltrace ve středním a dolním laloku, nelze vyloučit ani koincidenci se změnami postiradiačními, dvě drobné infrakce žeber vlevo, nevelký metabolicky aktivní fokus spíše bez souvislosti s cystosarcoma phyloides v malé pánvi.

Obrázek č. 7: PET/CT s FDG



Zdroj: WiMmedicalc FN Plzeň Lochotín

Pacientka byla na základě PET/CT vyšetření indikována k 3 cyklům chemoterapie.

PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

Indikace: PET/CT vyšetření hlavy a trupu + srovnání nálezů s předchozím

Průběh vyšetření: PET záznam proveden za 70 minut po aplikaci 217 MBq ¹⁸FDG při glykémii 5,9 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu a 80 ml neionické jodové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno v rozsahu hlavy, krku a trupu až po oblast třísel.

Závěr: Ve srovnání s předchozím PET/CT vyšetřením je patrná významná regrese velikosti i metabolické aktivity plicních metastáz, pánev již bez FDG akumulujících ložisek.

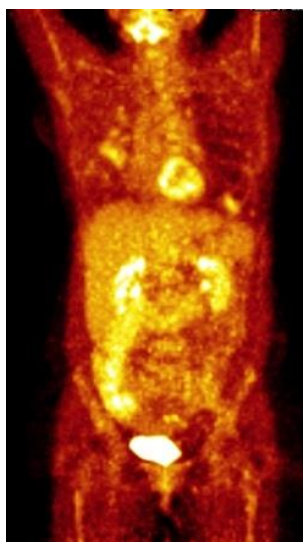
PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

Indikace: PET/CT vyšetření hlavy a trupu + srovnání nálezů s předchozím

Průběh vyšetření: PET záznam proveden za 85 minut po aplikaci 208 MBq ¹⁸FDG při glykémii 5,9 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu a 80 ml neionické jodové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno v rozsahu hlavy, krku a trupu až po oblast třísel.

Závěr: Ve srovnání s předchozím PET/CT vyšetření je patrná další významná regrese velikosti i metabolické aktivity plicních metastáz, dnes již zřejmě pouze neaktivní jizevnaté zbytky. Postiradiační fibróza.

Obrázek č. 8: PET/CT s FDG



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

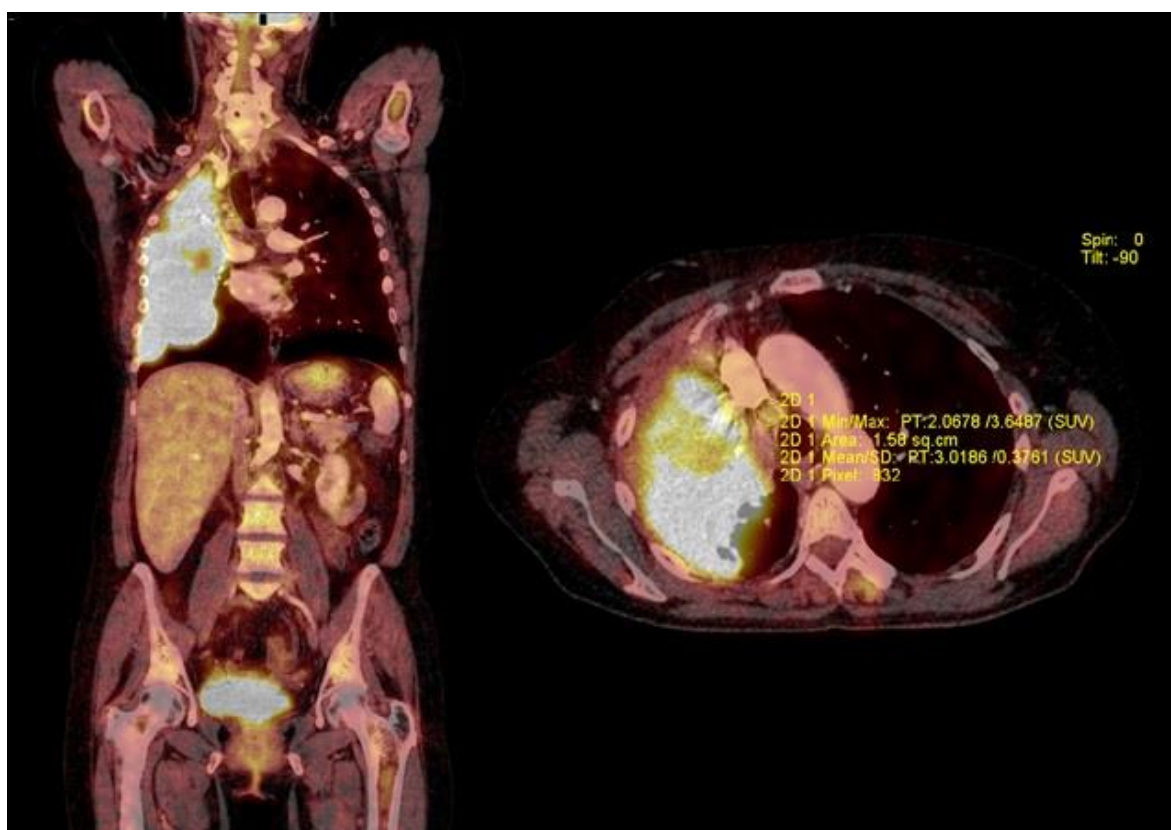
PET/CT trupu s ^{18}F FDG s k.l. i.v.

Indikace: PET/CT vyšetření hlavy a trupu + srovnání nálezů s předchozím

Průběh vyšetření: PET záznam proveden za 70 minut po aplikaci 198 MBq ^{18}F FDG při glykémii 6,5 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu a 80 ml neionické jodové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno v baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Vysoce metabolicky aktivní ložiska metastáz prostupují téměř celé pravé plicní křídlo, dále vícečetná ložiska metastáz v horním laloku levé plíce. Metabolicky aktivní uzlinové metastázy na pravé polovině krku ve skalenové oblasti a dále v mediastinu. Ve srovnání s předchozím PET/CT vyšetření je nález ve výrazné progresi.

Obrázek č. 9: PET/CT s FDG



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

Na základě PET/CT vyšetření byla pacientka indikována k 3 cyklům paliativní chemoterapie.

6.6. Kazuistika 6

Muž, 69 let

Anamnéza

RA: matka zemřela na ca jater, otec zemřel na CMP, sestra zemřela na nádor mozku, 3 dcery – zdravé

OA: léčí se s tlakem asi 10 let, operace CHCE před 30 lety, před 15 lety tříselná kýla vpravo, 2009 operace střeva, TBC, infekční hepatitidu a diabetes mellitus nejuje

SA: žije s manželkou

PA: důchodce, stále pracuje jako projektant

AA: nejuje

NO: Stav po pravostranné hemikolektomii pro středně diferencovaný intestinální adenokarcinom hepatální flexury prorůstající na serozu, s diskontinuitním postižením mesokolon a s generalizací do 13 uzlin z 16 nalezených, G2 EGFR negativní pT4pN2M0, arteriální hypertenze, stav po CHE

Abúzus: káva, nekouří, alkohol příležitostně

Pacient podstoupil pravostrannou hemikolektomii pro středně diferencovaný intestinální adenokarcinom hepatální flexury prorůstající na serozu, s diskontinuitním postižením mesokolon a s generalizací do 13 uzlin z 16 nalezených, pT4pN2M0. Následně byla u nemocného indikována pooperační chemoterapie v 5 sériích.

Podstoupená vyšetření

PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.I. i.v.

Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam proveden za 60 minut po aplikaci 480 MBq ¹⁸FDG při glykémii 7,4 mmol/l. CT záznam byl proveden po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jodové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno dvoufázově v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Podezření na drobný tumorek vzhledu CRK v pars intermedia levé ledviny. Doporučeno doplnit MRI vyš. ledvin. Zn. generalizace CA tračnicku neprokázány. V.s. hypermetabolický uzel v levém laloku štítné žlázy, vhodné doplnění endokrinologického vyš.

USG štítné žlázy

Závěr: Dvojuzlová štítná žláza

USG štítné žlázy

Závěr: Dvojuzlová štítná žláza, bez progresu velikosti.

PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam proveden za 60 minut po aplikaci 440 MBq ¹⁸FDG při glykémii 6,7 mmol/l. CT záznam byl proveden po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jodové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno dvoufázově v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Nově patrná tři uzlovitá, zvýšeně metabolicky aktivní ložiska na peritoneu poblíž apexu pravého jaterního laloku a dále zvýšeně metabolicky aktivní uzlina v pravé polovině mezenteria, jde patrně o generalizaci nízce FDG akumulujícího základního maligního onemocnění. Podezření na nevýrazné drobné ložisko v S6 jater, vhodné sledování nálezu. Patrně drobný renální karcinom ve ventrálním rtu levé ledviny, ložisko se proti min. vyš. lehce zvětšilo.

MRI břicha

PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

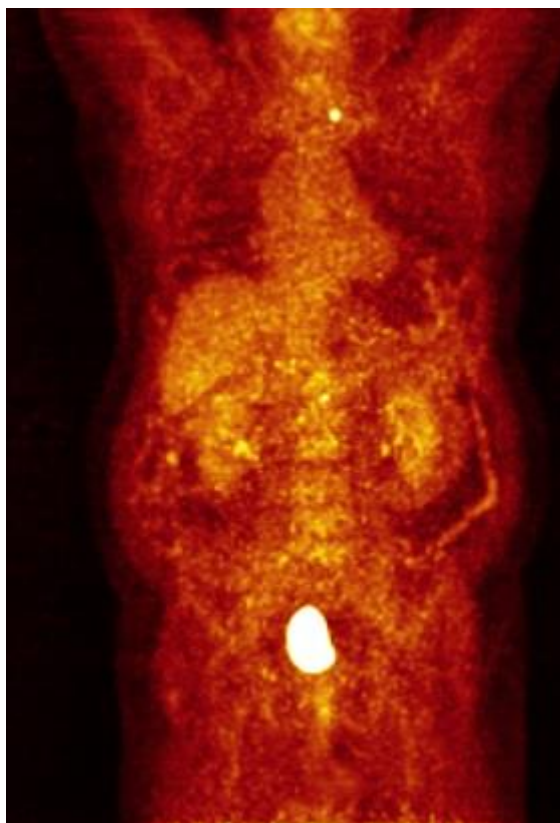
Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam proveden za 60 minut po aplikaci 527 MBq ¹⁸FDG při glykémii 7,1 mmol/l. CT záznam byl proveden po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jodové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno dvoufázově v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Přetrvávají infiltráty při dolním pólu pravého laloku jater, ve srovnání s předchozím vyš. s mírnou progresí metabolické aktivity. Játra při nehomogenní

akumulaci FDG bez zřetelných metabolicky aktivních ložisek. Ostatní nález bez podstatné změny, včetně podezření na tumor levé ledviny a metabolicky aktivního uzlu ve štítné žláze.

Obrázek č. 10: PET/CT s FDG



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Iochotín

USG štítné žlázy

Závěr: Dvojuzlová štítná žláza, jen minimální progrese velikosti uzlu v L laloku.

USG štítné žlázy a FNAB uzlu v levém laloku štítné žlázy

PET/CT trupu s ^{18}F FDG s k.l. i.v.

Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam byl proveden za 60 min. po aplikaci 449 MBq ^{18}F FDG, glykémie před aplikací 6,1 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání 1 litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jódové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Přetrvávají infiltráty při dolním pólu pravého laloku jater, největší dvě spíše s mírnou progresí metabolické aktivity. Podezření na metabolicky aktivní metastázy v levém laloku jater. Ostatní nález bez podstatné změny, včetně podezření na tumor levé ledviny a metabolicky aktivního uzlu ve štítné žláze.

USG štítné žlázy

Závěr: Pravý i levý lalok štítné žlázy jsou symetrické – 8 ml, isthmus štíhlý. V levém laloku lehce nepravidelný, ne zcela ostře ohraničený útvar vel. 9x9x11 mm, útvar je minimálně vaskularizovaný, jeho etiologie nemusí být benigní. Jiné ložiskové změny nediferencovány.

PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam byl proveden za 60 min. po aplikaci 458 MBq ¹⁸FDG, glykémie před aplikací 7,1 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání 1 litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jódové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Infiltráty při dolním pólu pravého laloku jater v progresi velikosti i metabolické aktivity. V ostatním rozsahu vyšetření nejsou známky FDG akumulující viabilní neoplazie.

USG krku

Oboustranně v celé délce krku bez zvětšených uzlin a jiných patologických změn, původní lůžko ŠŽ bez známek expanze či patologické kolekce.

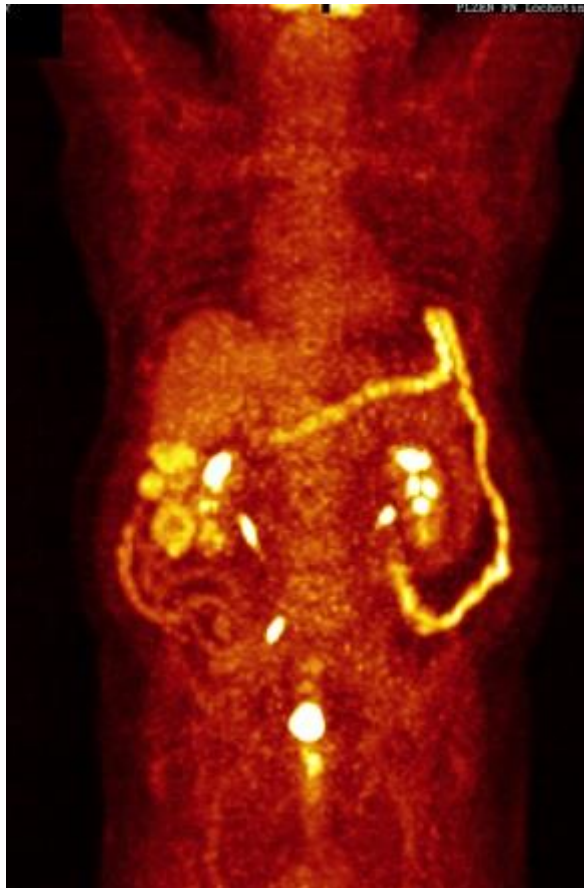
PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam byl proveden za 60 min. po aplikaci 449,5 MBq ¹⁸FDG, glykémie před aplikací 6,5 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání ½ litru 2,5% roztoku manitolu intravenózně kontrastní látka nebyla podána pro udávaný papilokarcinom štítné žlázy. Vyšetření bylo provedeno v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Peritoneální metastázy v okolí S6 jater se zvětšily, zvýšily svoji metabolickou aktivitu. Ostatní nález zůstává v nativním vyš. bez výraznější změny.

Obrázek č. 11: PET/CT s FDG



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

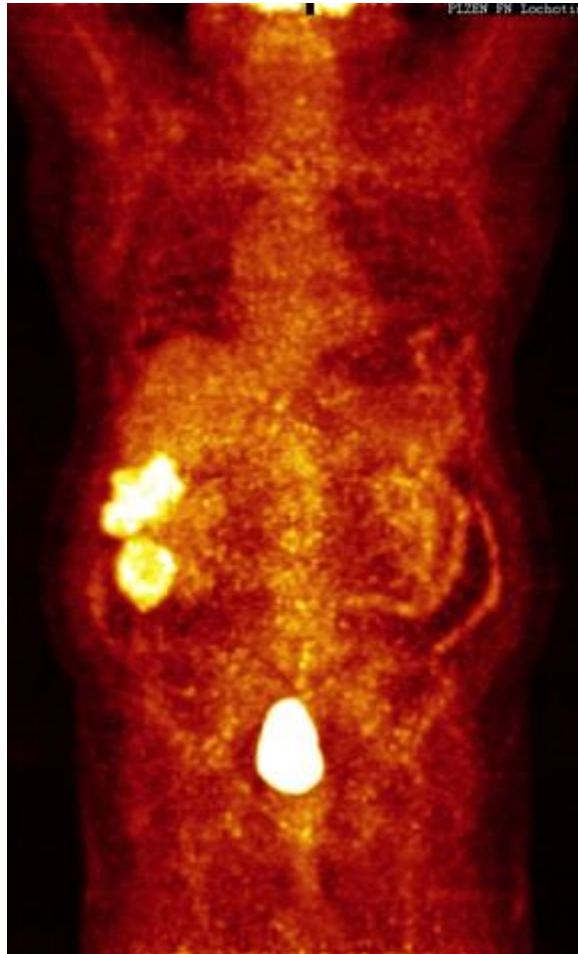
PET/CT trupu s ^{18}F FDG s k.l. i.v.

Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam byl proveden za 60 min. po aplikaci 424 MBq ^{18}F FDG, glykémie před aplikací 8,2 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání 1 litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jódové kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Další významná progresse rozsahu i metabolické aktivity peritoneálních metastáz v pravém mezogastriu.

Obrázek č. 12: PET/CT s FDG



Zdroj: Winmedicals FN Lochotín

USG krku

Závěr: Stav po TTE, lůžko bez patologických expanzí. Patologické lymfatické uzliny na krku nezjištěny.

U pacienta zahájena chemoterapie. Metastázy v okolí jater považovány za stabilizované, proto dále jen dispenzarizace.

PET/CT trupu s ¹⁸FDG s k.l. i.v.

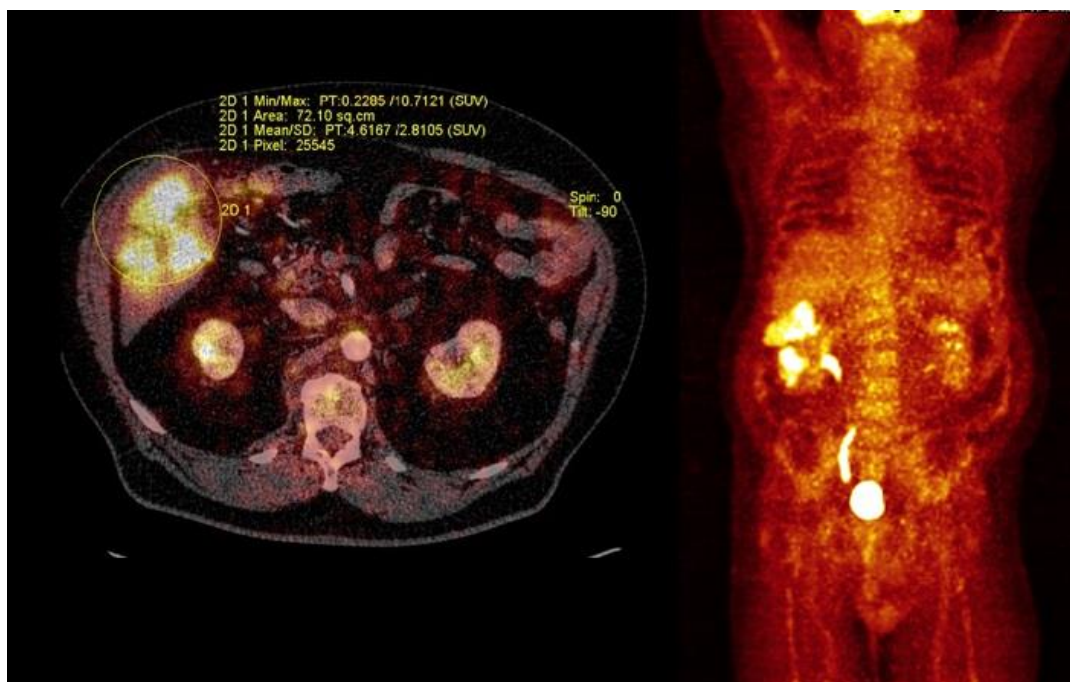
Indikace: kontrolní PET/CT

Průběh vyšetření: PET záznam byl proveden za 60 min. po aplikaci 406 MBq ¹⁸FDG, glykémie před aplikací 8,0 mmol/l. CT záznam byl proveden dvoufázově po perorálním podání 1 litru 2,5% roztoku manitolu a 100 ml neionické jódové

kontrastní látky. Vyšetření bylo provedeno v rozsahu od baze lební až po oblast třísel.

Závěr: Parciální regrese velikosti a stacionární úroveň metabolické aktivity peritoneálních metastáz v pravém mezogastriu v porovnání s minulým PET/CT vyšetřením.

Obrázek č. 13: PET/CT s FDG



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň Lochotín

7. DISKUZE

Na vybraných kazuistikách jsem se snažil demonstrovat uplatnění a přínos hybridních systémů SPECT/CT a PET/CT. Z 6 vybraných pacientů byli 3 mužského a 3 ženského pohlaví, pacienti byli různého věkového zastoupení.

Prvním pacientem byl 83 letý muž s náhodným nálezem pravděpodobného aspergliomu na CT vyšetření. Do fakultní nemocnice byl přijat k dovyšetření. Dle výsledků vyšetření a posouzení ošetřujícího lékaře se rozhodovalo o případné onkologické léčbě. Provedené CT a ultrazvuk registrovaly přítomnost pravděpodobných metastáz v játrech. SPECT/CT objevilo desmoplastický karcinoid v oblasti mezenteria a jeho metastázy v játrech. V tomto případě SPECT/CT vyšetření potvrdilo nález CT a USG.

Druhý pacient, 40 letá žena podstoupila ultrazvukové vyšetření štítné žlázy. Na tom byly zjištěny změny na pravém dolním příštítném tělísku, které budily podezření na adenom, a byla doporučena scintigrafie příštítných tělísek. Provedené SPECT/CT vyšetření se zaměřením na příštítná tělíska potvrdila ultrazvukový nález a byl diagnostikován adenom. Pacientce byla následně indikována operace.

Třetím pacientem byl muž, 43 let. Tomuto pacientovi bylo indikováno operativní odstranění maligního melanomu v oblasti hlavy. Pacient byl před operací poslán na oddělení nukleární medicíny k lokalizaci sentinelových uzlin. Toto vyšetření bylo provedeno a zjištěné sentinelové uzliny byly označeny a během operace odstraněny. Domnívám se, že v případě nezjištěných sentinelových uzlin by bylo vyšší riziko recidivy onemocnění nebo jeho metastazování.

Čtvrtý pacient byl muž ve věku 61 let. Hospitalizovaný byl z důvodu dušnosti, kterou už pacient nemohl vydržet. Pacientovi bylo na echokardiologickém vyšetření zjištěn trombus v hrotu levé komory. Během koronarografického vyšetření bylo zjištěno, že pacient má uzávěry RIA a ACD a stenózy RCx. Následně byla pacientovi provedena klidová perfúzní scintigrafie myokardu před

PET/CT vyšetřením. Zde byla zjištěna jizva postihující asi 30% svaloviny levé komory. Následovalo vyšetření viability myokardu provedené na PET/CT s pomocí ¹⁸FDG, kde byl zjištěn hybernující myokard, který po revaskularizaci mohl zlepšit svou funkci. Toto vyšetření prokazuje význam PET/CT diagnostiky v oblasti kardiologie. Pacientovi byl zjištěn viabilní myokard, který po vhodné léčbě může obnovit svou funkci. Toto vyšetření demonstruje význam kardiologického PET/CT při rozhodování o diagnóze a následné terapii.

Pátý pacient, žena 57 let stará podstoupila pravostrannou mastektomii s odstraněním pravé axily. Následovalo u ní pooperační ozáření. Pacientka pak pravidelně docházela na kontroly. Při prvním PET/CT vyšetření byla u pacientky zjištěna generalizace maligního onemocnění do plic. Pacientka byla pak léčena chemoterapií. Následující kontrolní PET/CT vyšetření prokázalo regresi generalizovaného onemocnění. Stejný výsledek prokázalo i následující kontrolní vyšetření provedené s odstupem půl roku. Poslední provedené PET/CT vyšetření však ukázalo ložiska metastáz v celém pravém plicním křídle a vícečetné metastázy v levém plicním křídle, dále uzlinové metastázy na pravé polovině krku a mediastinu. Na základě tohoto vyšetření byla pacientka indikována k paliativní chemoterapii. Případ tohoto pacienta prokazuje nesporný přínos PET/CT vyšetření v oblasti onkologie, v tomto případě sloužícího ke kontrole onemocnění a sledování recidivy či generalizace a léčebné odpovědi.

Poslední, šestý pacient byl muž ve věku 69 let. Pacient podstoupil pravostrannou hemikolektomii pro středně diferencovaný intestinální adenokarcinom hepatální flexury. Poté pacient pravidelně docházel na kontroly. Kontrolní PET/CT opakovaně prokázaly metabolicky aktivní ložiska v blízkosti jater označená jako generalizaci primárního maligního onemocnění, která byla nadále sledována. Infiltráty v játrech začaly progredovat a došlo ke zvětšení metabolické aktivity metastáz. Pacientovi byla nasazena léčba chemoterapií, která metastázy v játrech stabilizovala, a pacient byl následně jen sledován. Případ tohoto pacienta stejně jako pacienta předcházejícího prokazuje nesporný přínos PET/CT vyšetření u pacientů s onkologickým onemocněním.

Na základě zjištění po vyhodnocení provedených vyšetření jsem dospěl k těmto závěrům:

Výzkumná otázka č. 1: Domnívám se, že SPECT/CT dokáže posoudit nález lépe než jiné vyšetřovací modalitty se potvrdila. U vybraných kazuistik 1 a 2 rozhodlo SPECT/CT o diferenciální diagnóze.

Výzkumná otázka č. 2: Domnívám se, že hybridní přístroje jsou vhodnou volbou při rozhodování o další léčbě pacienta se potvrdila. U kazuistik 1, 2, 3 a 4 došlo na základě výsledků SPECT/CT a PET/CT vyšetření k rozhodnutí o volbě dalšího léčebného postupu.

Výzkumná otázka č. 3: Domnívám se, že PET/CT je nejvhodnější volbou při sledování metastáz a generalizace onemocnění se potvrdila. U pacienta uvedeného v kazuistice 5 PET/CT sledoval vývoj onemocnění a odhalil recidivu a generalizaci onemocnění. U pacienta uvedeného v kazuistice 6 PET/CT umožnil sledování vývoje metastáz a posouzení dalšího zákroku.

ZÁVĚR

Nukleární medicína má jistě svou nezastupitelnou roli ve vyšetřování pacientů s velmi širokou škálou onemocnění.

Hybridní zobrazování patří v současné době k jednomu z nejdynamičtěji se rozvíjejícímu odvětví v oblasti nukleární medicíny. To je způsobeno jak rozšiřováním oddělení nukleární medicíny, tak vývojem nových radiofarmak a vylepšováním stávajících přístrojů. Hlavní pozornost se soustředí na hybridní systém PET/CT a na něm využívaných radiofarmak. Stále se zvyšuje dostupnost PET vyšetření z nejrůznějších indikací a nová radiofarmaka rozšiřují možnosti jeho využití.

Dalším významným krokem je zavedení hybridního systému PET/MR, který výrazně zvýší diagnostické možnosti.

Ve své bakalářské práci seznamuji čtenáře s hybridními přístroji. Teoretická část tvoří průřez problematikou hybridního zobrazování. V práci jsou stručně popsány fyzikální jevy, se kterými se v oboru nukleární medicíny setkáváme. Dále práce obsahuje popis technické stránky samotných přístrojů, nejčastěji používaná radiofarmaka a přehled vyšetření prováděných na přístrojích SPECT/CT a PET/CT.

V praktické části bakalářské práce se zabývám jednotlivými případy využití. Na vybraných kazuistikách jsem demonstroval přínos využití hybridních systému na různých vyšetřeních.

SEZNAM ZDROJŮ

1. BĚLOHLÁVEK, Otakar. *Atlas of positron emission tomography*. 1. vyd. Praha: Lacomed, 2003, 71 s., barev. obr. ISBN 80-902-8738-7.
2. FANTI, Stefano, Mohsen FARSAD a Luigi MANSI. *Atlas of SPECT-CT*. Berlin: Springer, c2011. ISBN 36-421-5726-2.
3. FERDA, Jiří, Eva FERDOVÁ, Alexander MALÁN a Jan ZÁHLAVA. Hybridní zobrazení SPECT/CT s ^{111}In – Okreotidem. *Česká radiologie*. 2010, roč. 64, č. 4, s. 249-258.
4. HOJJAT, Ahmadzadehfar a Biersack HANS-JÜRGEN. *Clinical applications of Spect-CT*. Berlin: Springer, 2014, pages cm. ISBN 987-3-642-35282-9.
5. KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Nukleární medicína*. 1. vyd. Praha: P3K, c2007, 185, xiv s. ISBN 978-809-0358-492.
6. LANG, Otto, Milan KAMÍNEK a Helena TROJANOVÁ. *Nukleární kardiologie*. 1. vyd. Praha: Galén, c2008. Klinická kardiologie. ISBN 978-80-7262-481-2.
7. MALÁN, Alexander. *Vybrané kapitoly z nukleární medicíny*. 1. vyd. Plzeň: KC Solid spol. s.r.o., 2013.
8. MÁTEL, Ľubomír, Josef KURUC. *Minulosť a súčasné trendy jadrovej chémie*. 1. vyd. Bratislava: Omega Info, 2007. ISBN 978-80-969290-9-2.
9. OEHR, Peter, Hans-Jürgen BIRSACK a Edward COLEMAN. *PET and PET-CT in oncology*. Berlin: Springer, 2004. ISBN 978-354-0431-251.
10. SHREVE, Paul a David W TOWNSEND. *Clinical PET-CT in radiology: integrated imaging in oncology*. New York: Springer, c2011. ISBN 03-874-8902-9.

11. SILVERMAN, Dan. *PET in the evaluation of Alzheimer's disease and related disorders*. New York, NY, c2009, xiv, 215 p. ISBN 03-877-6420-8.
12. SOUNDARARAJAN, Ramya. SPECT-CT for characterization of extraosseous uptake of ^{99m}Tc-methylene diphosphonate on bone scintigraphy. *Diagnostik and interventional radiology*. 2013, č. 19, 405 - 410. DOI: 10.5152.
13. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0-
14. VOTRUBOVÁ, Jana, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Klinické PET a PET/CT*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 207 s. ISBN 978-807-2626-199.
15. <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>, 15.11.2013, 20:00
16. http://hrubaskala.net/mini_soubory/10/suppa/vizda.pdf, 6.10.2013, 18:30
17. <http://radiologieplzen.eu/zakladni-info-petct/>, 9.2.2014, 21:50
18. http://www.fnhk.cz/kliniky/onm/ambulance/soubory/pet_priprava.pdf, 9.2.2014, 21:45
19. http://www.lekopis.cz/Kap_6_2_3_Indii_111In_oxini_solutio.htm, 27.3.2014, 20:00
20. <https://mefanet-motol.cuni.cz/download.php?fid=1559>, 13.10.2013, 15:20

SEZNAM ZKRATEK

BGO – bismut – germánium

Bq – bequerel

C – uhlík

CT – Výpočetní tomografie

E – energie

F – Fluor

FDG – fluorodeoxyglukóza

FLT – Flourothymidin

Ga – Galium

GSO – gadolinium oxyorthosilikát

H – vodík

HU – Hounsfieldova jednotka

I – Jód

In – Indium

keV – kiloelektronvolt

LSO – lutecium oxyorthosilikát

m – hmotnost

MDCT – Multidetektorová výpočetní tomografie

MeV – megaelektronvolt

mGy – miligray

Mo – molybden

mSv – milisievert

Nal(Tl) – jodid sodný aktivovaný thaliem

PET – pozitron emission tomography

Ru – Rubidium

SPECT – single photon emission computed tomography

SUV – standardizrd uptake value

Tc – Technecium

Tl – Thallium

v.s. – pravděpodobně

Z – protonové číslo

SEZNAM OBRÁZKŮ

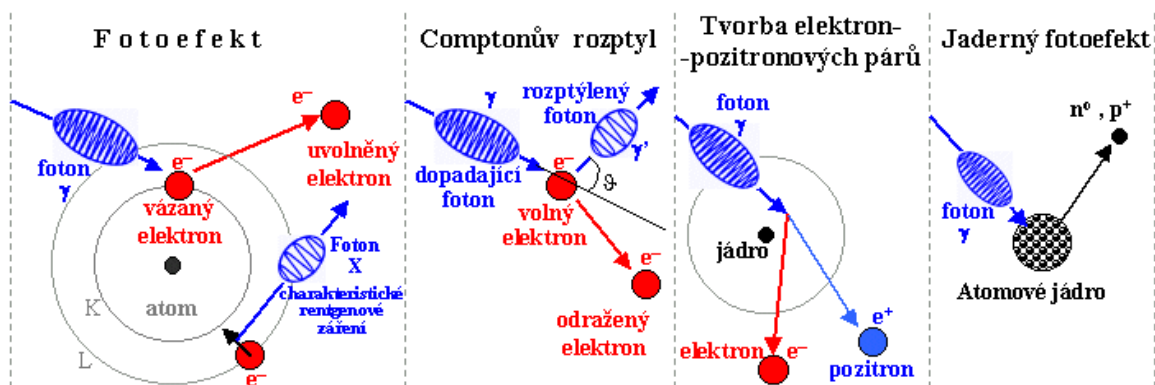
Obrázek č. 1: SPECT/CT Octreotid	62
Obrázek č. 2: CT vyšetření.....	63
Obrázek č. 3: SPECT/CT přístítných tělísek.....	65
Obrázek č. 4: SPECT/CT sentinelové uzliny	67
Obrázek č. 5: SPECT/CT perfúze myokardu.....	70
Obrázek č. 6: PET/CT viabilita myokardu	71
Obrázek č. 7: PET/CT s FDG	73
Obrázek č. 8: PET/CT s FDG	74
Obrázek č. 9: PET/CT s FDG	75
Obrázek č. 10: PET/CT s FDG	78
Obrázek č. 11: PET/CT s FDG	80
Obrázek č. 12: PET/CT s FDG	81
Obrázek č. 13: PET/CT s FDG	82

SEZNAM PŘÍLOH

Obrázek 14: Interakce fotonů	92
Obrázek 15: Pozitronový rozpad	92
Obrázek 16: Schéma scintilačního detektoru	93
Obrázek 17: Princip SPECT	93
Obrázek 18: Princip PET	94
Obrázek 19: Hybridní systém SPECT /CT.....	94
Obrázek 20: Hybridní systém PET/CT.....	95

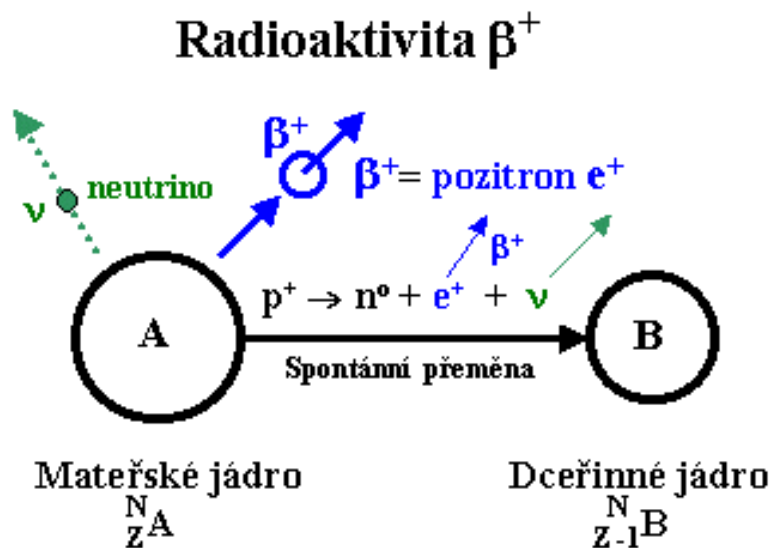
PŘÍLOHY

Obrázek 14: Interakce fotonů



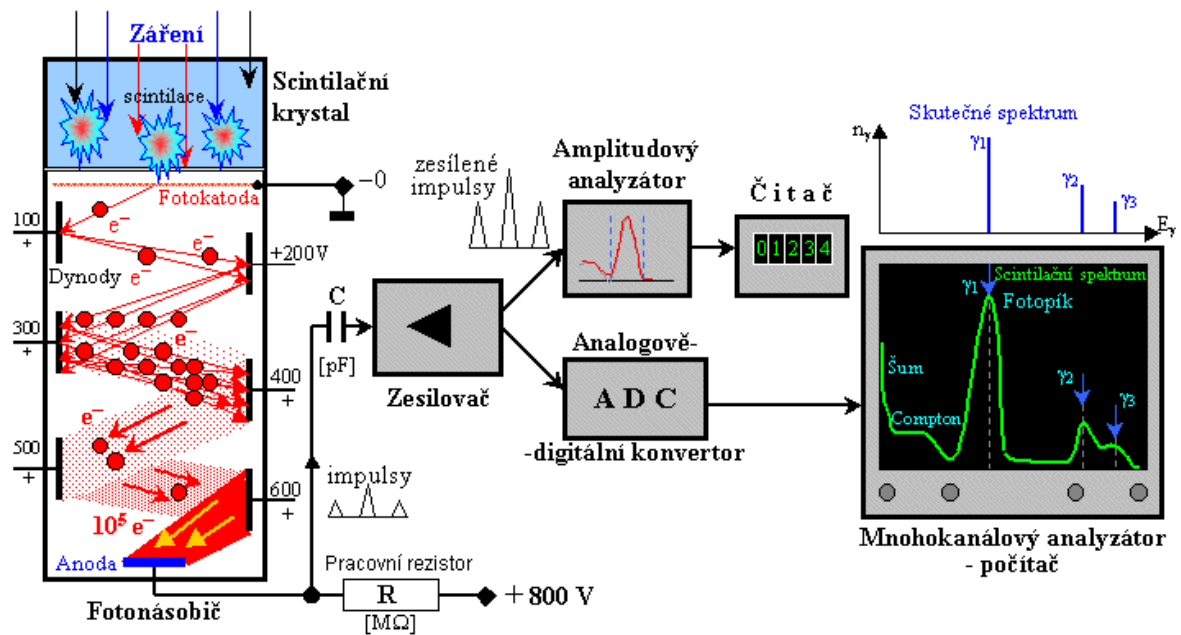
Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

Obrázek 15: Pozitronový rozpad



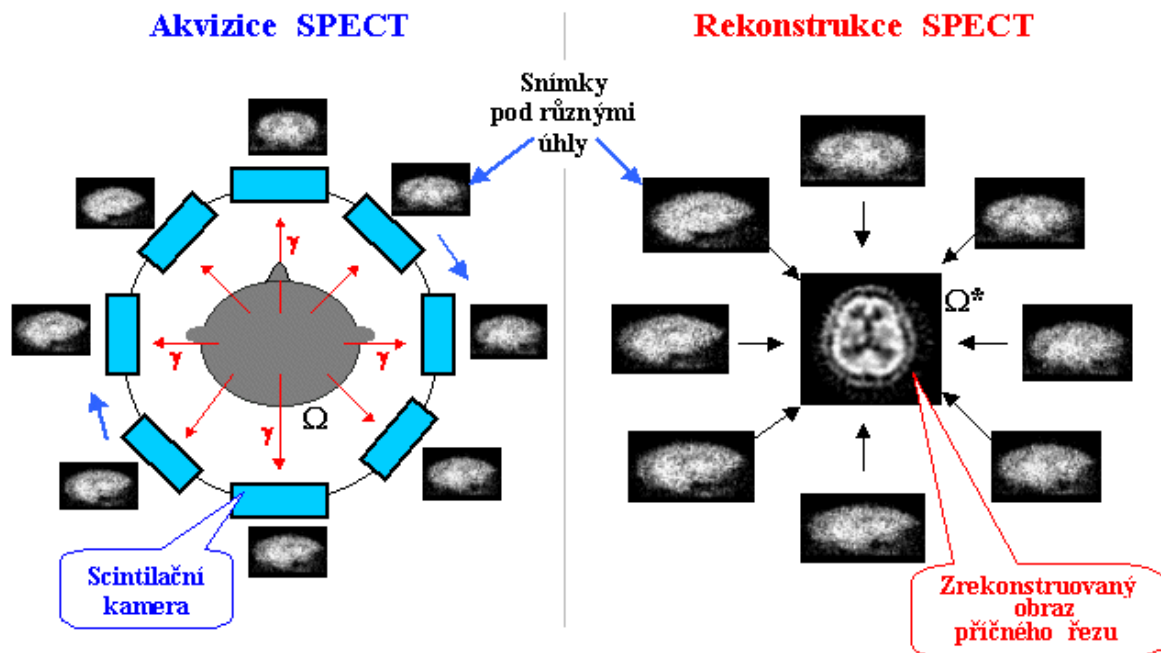
Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

Obrázek 16: Schéma scintilačního detektoru



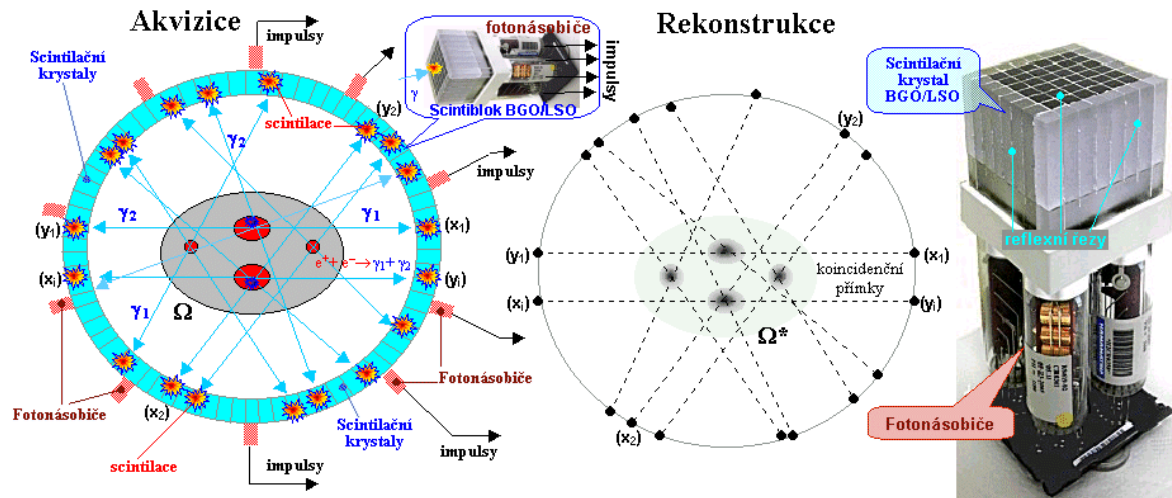
Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

Obrázek 17: Princip SPECT



Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

Obrázek 18: Princip PET



Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

Obrázek 19: Hybridní systém SPECT /CT



Zdroj: <http://radiologieplzen.eu/nuklearni-medicina/obecne-informace/>

Obrázek 20: Hybridní systém PET/CT



Zdroj: <http://radiologieplzen.eu/zakladni-info-petct/>

