

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKCH VĚD

Ústav radiologických metod

Gabriela Šestáková

Zobrazovací metody v nukleární medicíně

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Miroslava Budíková, Ph.D.

Olomouc 2021

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 26. 4. 2021

.....
podpis

Děkuji MUDr. Miroslavě Budíkové, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady při zpracování bakalářské práce.

Anotace

Typ práce: Bakalářská práce

Téma práce: Zobrazovací metody v nukleární medicíně

Název práce v ČJ: Zobrazovací metody v nukleární medicíně

Název práce v AJ: Imaging methods in nuclear medicine

Datum zadání: 2020-11-30

Datum odevzdání: 2021-04-30

VŠ, fakulta, ústav: Univerzita Palackého V Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor: Gabriela Šestáková

Vedoucí: MUDr. Miroslava Budíková, Ph.D.

Oponent: MUDr. Iva Metelková, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Přehledová bakalářská práce se zabývá zobrazovacími metodami nukleární medicíny. Předkládá publikované poznatky o planární, tomografické scintigrafii a hybridních zobrazovacích metodách. Jejím cílem je předložit možnosti zobrazovacích metod v nukleární medicíně a scintigrafických vyšetřeních. Je rozdělena do dvou částí. První část pojednává o zobrazovacích metodách v nukleární medicíně, o jejich principu, používaných radiofarmacích, způsobech akvizice a indikacích. Druhá část popisuje vybraná scintigrafická vyšetření v nukleární medicíně jejich princip, přípravu, provedení, radiofarmaka a indikace. Poznatky jsou dohledány z databází Medvik, PubMed, SpringerLink, Anopress, EBSCO, Google Scholar, dále z odborných knih a článků.

Abstrakt v AJ:

This overview bachelor thesis focuses on the imaging methods of nuclear medicine. It presents published findings about the planar, tomographic scintigraphy and hybrid imaging methods. The goal of this thesis is to present the imaging method options in nuclear medicine and in scintigraphic testing. This thesis is divided into two parts. The first part addresses imaging

methods used in nuclear medicine, the principles of imaging methods, radiopharmaceuticals that are being used, the types of image acquisition and indications. The second part describes the selected scintigraphic tests in nuclear medicine and their principles, preparation, execution, radiopharmaceuticals and indications. The findings were gathered from the database of Medvik, PubMed, SpringerLink, Anopress, EBSCO, Google Scholar, and other scientific books and articles.

Klíčová slova v ČJ: nukleární medicína, scintigrafie, radiofarmakum, pozitronová emisní tomografie, jednofotonová emisní tomografie

Klíčová slova v AJ: nuclear medicine, scintigraphy, radiopharmaceutical, positron emission tomography, single proton emission tomography

Rozsah stran: 67/7

Obsah

Úvod.....	8
1 Nukleární medicína	10
1.1 Radionuklidy.....	11
1.2 Radiofarmaka.....	12
1.3 Scintigrafie.....	13
1.3.1 Scintilační kamera.....	13
1.3.2 Vyhodnocovací aparatura.....	16
1.4 Planární scintigrafie	17
1.5 SPECT.....	17
1.6 PET	19
1.6.1 Radiofarmaka pro PET.....	20
1.7 Hybridní zobrazovací metody.....	22
1.7.1 SPECT/CT.....	23
1.7.2 PET/CT	23
1.7.3 PET/MR	28
2 Scintigrafická vyšetření nukleární medicíny.....	33
2.1 Scintigrafie skeletu.....	33
2.1.1 Třífázová scintigrafie skeletu.....	34
2.2 Nukleární kardiologie	34
2.2.1 Perfuzní scintigrafie myokardu.....	34
2.3 Scintigrafie plic.....	36
2.3.1 Perfuzní scintigrafie plic	36
2.3.2 Ventilační scintigrafie plic	37
2.4 Scintigrafie ledvin.....	37
2.4.1 Statická scintigrafie ledvin.....	37
2.4.2 Dynamická scintigrafie ledvin	38

2.5	Detekce sentinelové uzliny u karcinomu prsu	39
2.6	Endokrinologie.....	40
2.6.1	Scintigrafie štítné žlázy	40
2.6.2	Scintigrafie příštítných tělísek.....	40
2.7	Scintigrafie značenými leukocyty.....	41
2.8	Scintigrafie mozkové perfuze	41
	Závěr.....	43
	Referenční seznam.....	44
	Seznam zkratek.....	51
	Seznam obrázků.....	53
	Seznam příloh	54
	Přílohy.....	55

Úvod

Nukleární medicína je lékařským oborem, který se neustále mění a přizpůsobuje měnícím se nárokům a změnám zaměřených oblastí medicíny. Inovují se zobrazovací metody, sestavují se kvalitnější stroje. Pracovníci musí stále zdokonalovat své znalosti jak z nukleární medicíny, tak z jaderné fyziky a počítačové techniky (Míková et.al.,2008, s.9). Budoucnost nukleární medicíny se zakládá na rozvoji nových diagnostických a léčebných radioaktivních látek a molekulárních sond, léčebných aplikací, senzitivnějších zobrazovacích přístrojů, které sníží dávku aplikovaného radiofarmaka a radiační zátěž vyšetření a rovněž na vývoji dalších metod počítačového zpracování obrazu (Kupka et.al.,2015, s.16). V diagnostice roste počet hybridního zobrazování. Dále se modernizují programy pro získání dat, které lépe rozliší důležitou informaci od šumu (Kubinyi et.al.,2018, s.294-295). V této souvislosti je možné si klást otázky: Jaké existují v současné době zobrazovací metody v nukleární medicíně? A co je jejich přínosem? Cílem bakalářské práce je sumarizovat dohledané publikované poznatky o zobrazovacích metodách v nukleární medicíně, jejich principu, radiofarmacích přípravě pacienta a indikacích.

Dílčími cíli jsou:

1. Sumarizovat dohledané publikované poznatky o zobrazovacích metodách v nukleární medicíně.
2. Sumarizovat dohledané publikované poznatky o vybraných scintigrafických vyšetřeních nukleární medicíny.

Jako vstupní literatura byly použity tyto publikace:

1. KORANDA, Pavel, 2014. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4031-6.
2. KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL, 2015. *Nukleární medicína*. 6. vydání (2. vydání v Nakladatelství P3K). V Praze: P3K. ISBN 978-80-87343-54-8.
3. MÍKOVÁ, Vlasta, ed., c2008. *Nukleární medicína: průřez vyšetřovacími metodami v oboru nukleární medicína*. Praha: Galén. Care. ISBN 978-80-7262-533-8.
4. VOTRUBOVÁ, Jana, c2009. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-619-9.

Popis rešeršní činnosti

Pro rešeršní činnost byl použit standartní postup booleovských operátorů a tyto databáze: Medvik, PubMed, SpringerLink, Anopress, EBSCO a Google Scholar. Byla použita klíčová slova v české a anglickém jazyce. Bylo čerpáno z 28 internetových zdrojů a 13 tištěných knih. Ostatní nalezené zdroje nesplňovaly kritéria, protože se jednalo o články duplicitní nebo kvalifikační práce, či články o zobrazovacích metodách prováděných na zvířatech.

1 Nukleární medicína

Nukleární medicína vznikla jako samostatný lékařský obor v 50. letech 20.století (Míková et.al.,2008, s.9). Používá radionuklidové zdroje ionizujícího záření v podobě otevřených zářičů. Používají se ve formě tuhé, kapalné, aerosolů či plynů (Koranda et.al.,2014, s.7). Nukleární medicína vychází z tzv. indikátorového principu, kde je možné neinvazivně sledovat naakumulované radiofarmakum v těle pacienta pomocí scintilační kamery. Základem je shodné chemické chování radioaktivních i stabilních nuklidů. V chemických reakcích reagují stejně, díky atomům se stejnými elektronovými obaly, ale odlišují se fyzikálním charakterem a složením jádra. Látky značené nevelkým množstvím radioaktivního nuklidu je možno skrze detekci ionizujícího záření během chemických reakcí sledovat jak v laboratoři, tak in vivo (Kupka et.al.,2015 s.13,27). Základní metody nukleární medicíny rozdělujeme na in vivo a in vitro.

Metoda in vivo využívá aplikace radiofarmaka do pacientova těla. Samotná aplikace se provádí obvykle i. v. způsobem.

Metoda in vitro obsahuje radioimunologické metody, které určují koncentraci látek v tělních tekutinách. Jedná se o citlivou analýzu, kdy se odebere vzorek plazmy, či jiné tekutiny. Pacient nepřichází do kontaktu s radioaktivní látkou (Koranda et.al.,2014, s.7). Používají se nezobrazovací přístroje, nejčastěji scintilační detektory vybavené studnovým krystalem jodidu sodného aktivovaného thaliem (Hušák et.al.,2009, s.93).

Nukleární medicína je úzce spjata s dalšími klinickými obory. V rámci diagnostiky se jedná v první řadě o onkologii, kardiologii, gastroenterologii, urologii, neurologii a endokrinologii. V oblasti terapie je to především onkologie, ortopedie a revmatologie (Míková et.al.,2008, s.9).

Nukleární medicína je také oborem interdisciplinárním zahrnují jak klinické a preklinické disciplíny (kardiologie, onkologie, neurologie), tak obory nelékařské (radiofarmacie, fyzika, radiobiologie, radiační ochrana a výpočetní technika).

Nukleární medicína se z velké části věnuje zobrazovací diagnostice a z menší části radionuklidovou terapií (Kupka et.al.,2015, s.13-14). Pro diagnostiku jsou významné zářiče gama a pro terapii jsou použity zářiče beta. Záření beta proniká do tkání jen pár milimetrů, takže celá jeho energie se pohltí v cílovém ložisku (Míková et.al.,2008, s.8).

Nukleární medicína má komplementární vztah k radiodiagnostickým metodám (CT, MR). A to se projevilo vznikem hybridního zobrazení (Kubinyi et.al.,2018, s.11).

1.1 Radionuklidy

Nuklid je skupina atomů, která má v jádře totožný počet protonů a neutronů. Nuklidy se stejným počtem protonů v jádře, ale různým počtem neutronů se nazývají izotopy. Nuklidy se rozdělují na stabilní a nestabilní (radioaktivní). Radionuklid je složen z atomů, jehož jádra mají víc energie než jádra stabilního nuklidu. Stabilní nuklid nepodléhá radioaktivní přeměně. Má nekonečně velký poločas rozpadu (Navrátil et.al.,2005, s.338) (Kupka et.al.,2015, s.17). Radionuklidy se samovolně přeměňují na jiný nuklid a tímto procesem se uvolňuje energie záření ve formě alfa, beta, nebo gama. Pro diagnostiku se využívá záření gama a pro terapii beta a složené zářiče beta a gama. Radionuklidy jsou charakterizovány poločasem rozpadu, typem záření a energií záření. Radionuklidy mohou být přirozené i umělé. Přirozené se v nukleární medicíně nepoužívají.

Zdroje radionuklidů

Primární zdroje radionuklidu jsou jaderné reaktory a cyklotrony. Sekundárním zdrojem je radionuklidový generátor.

V jaderných reaktorech mohou vznikat nuklidy dvěma způsoby. Neutronovým svazkem se ozáří terčový materiál a tím zaktivuje jádra, která byla stabilní, nebo se oddělí od štěpných produktů a vzniká ^{99}Mo , ^{131}I a jiné radionuklidy (Koranda et.al.,2014, s.8-9,16-17).

Urychlovače nabitých částic (cyklotrony) urychlují částice skrze elektrické pole o vysokém napětí. Cyklotron má tři části: silný elektromagnet, zdroj o vysokém napětí a urychlovací komory s duanty (pár dutých elektrod). Částice se pohybují ve vnitru elektrod a jejich dráha je magnetickým polem zakřívována a kolmá k rovině trajektorie částic. Urychlování částic vzniká jen v mezeře mezi elektrody (Kubinyi et.al.,2018, s.30). Terčový materiál ozáří protony, deuterony aj. a vzniká pozitronový zářič ^{18}F , ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O podmíněným materiálem ozařovaného terčíku. Cyklotronová výroba radionuklidů je dražší než produkce v jaderných reaktorech. Radionuklidy určitých biogenních prvků s krátkým poločasem přeměny se získávají z tzv. lékařských cyklotronů, které se nacházejí na některých PET pracovištích nukleární medicíny. Jedná se o pozitronový zářič ^{18}F s poločasem 110 minut. Lze také vyrobit ^{11}C s poločasem 20minut, ^{13}N s poločasem 10 minut a ^{15}O s poločasem 2 minuty. Díky svému dlouhému poločasu lze převážet pozitronový zářič ^{18}F do delších vzdáleností.

Radionuklidový generátor je přístroj, kde se z mateřského radionuklidu s dlouhým poločasem přeměny vytvoří dceřiný radionuklid s kratším poločasem přeměny, který lze použít v nukleární medicíně. Nejpoužívanější je radionuklidový generátor ^{99}Mo - $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Skládá se ze skleněné kolonky zahrnující oxid hlinitý adsorbovaný molybdenem amonným. ^{99}Mo

se přemění na ^{99m}Tc ve formě technecistanového iontu, který se pak promyje generátorem pomocí fyziologického roztoku. Tento postup je pojmenován jako eluce. Aktivita ^{99}Mo klesá exponenciálně s poločasem 67 hodin. Naopak aktivita ^{99m}Tc po eluci v generátoru roste až do maximální hodnoty, kde je dosažena přechodná rovnováha a poté klesá společně s aktivitou a poločasem ^{99}Mo . Maximální aktivita ^{99m}Tc je dosaženo za 23 hodin od předešlé eluce, právě v tomto čase je největší výtěžek dceřiného radionuklidu. Eluce je možná i za podstatně kratší čas než za 23 hodin od eluce předešlé. Nejčastěji se provádí eluce s odstupem 4 až 5 hodin, avšak s nižším výtěžkem ^{99m}Tc . Použitelnost generátoru je závislá na výchozí aktivitě. Doba použitelnosti většinou bývá 1 týden, pak je generátor vyměněn za nový.

Dalším hojně využívaným generátorem je ^{81}Rb - ^{81m}Kr generátor (Koranda et.al.,2014 s.17-19). Využívá se k ventilačnímu plicnímu vyšetření doplňující perfuzní scintigrafii a slouží k upřesnění diagnostiky plicní embolie. Izotopy ^{81}Rb jsou vázány v podobě kationtů na ionexovém médiu situovaném v hermeneuticky uzavřené cele, jejíž výčnělek je vybaven bakteriologickým filtrem. Radioaktivní ^{81m}Kr je plynným produktem s poločasem přeměny 13,1s vznikající neustálou radioaktivní přeměnou mateřského nuklidu ^{81}Rb s poločasem přeměny 4,58 hodin (SUKL, 2016, s.1). Nevýhodou je krátký poločas mateřského radionuklidu, a proto musí být všechna vyšetření provedena v průběhu 5 hodin (Koranda et.al.,2014, s.19). Naopak značnou výhodou dceřiného radionuklidu ^{81m}Kr je krátký poločas rozpadu 13 s., a tím se významně sníží radiační zátěž jak pacientů, tak personálu a netvoří se skoro žádný radioaktivní odpad (Švecová, 2015).

1.2 Radiofarmaka

Radiofarmaka jsou léčivé přípravky, které se skládají z jednoho radionuklidu, který je navázán na nějakou chemickou substanci. Radionuklid je původce ionizujícího záření (Koranda et.al.,2014, s.17). Jsou složena ze dvou účinných složek z biologicky aktivní a radioaktivní. Biologické se taky říká cílová nebo vazebná. Tato složka je pro lidské tělo známá. Zajišťuje, aby se radiofarmakum dostalo na místo, které je třeba vyšetřit, nebo farmakologicky ovlivnit. Radioaktivní složka při diagnostickém vyšetření určuje množství a umístění radiofarmaka. V terapii má vliv na cílovou tkáň ozářenou ionizujícím zářením (Kupka et.al.,2015, s.37). Cílová část je chemická sloučenina, která se pojí na specifické tkáňové či buněčné struktury. Je vylučována specifickými cestami a účastní se různých chemických reakcí. Signální část je připojena k cílové části a označuje její umístění a počet ve specifickém místě (Kupka et.al.,2015, s.13-14,37). Radiofarmakem mohou být anorganické jednoduché látky (Na^{131}I , $\text{Na}^{99m}\text{TcO}_4$), nebo jednoduché a složitější organické látky (cukry, bílkoviny, peptidy,

aminokyseliny, protilátky aj.) a také kmenové buňky, erytrocyty, leukocyty označené příslušným radionuklidem (Kupka et.al.,2015, s.37). Podle aplikačního způsobu rozdělujeme radiofarmaka na injekční, perorální, inhalační a intrakloubní. Injekční se podávají ve formě roztoku např. TcO_4 , ve formě koloidní disperze např. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ nanokoloid, nebo suspenze, např. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -makroagregát albuminu. Perorální se používají ve formě roztoků, koloidu, tuhé látky, nebo emulze např. vodný roztok jodidu sodného. Inhalační jsou radioaktivní plyny např. $^{81\text{m}}\text{Kr}$, nebo aerosolová radiofarmaka např. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DTPA (Koranda et.al.,2014, s.19,198). Před aplikací radiofarmaka se kontroluje jako u všech léčiv, chemická čistota, sterilita, apyrogenita, izotonicita, minimální toxicita a antigenicita (Kupka et.al.,2015, s.38). Dále je pak kontrolována aktivita radionuklidová a radiochemická čistota a energie záření (Kubinyi et.al.,2018, s.189-190).

1.3 Scintigrafie

Scintigrafie je metoda, která umožňuje zobrazit v organismu distribuci radiofarmaka pomocí scintilační kamery (Seidl et.al.,2012, s.339). Touto metodou se monitorují a hodnotí fyziologické a patologické pochody a určuje se umístění patologických míst. Radionuklidy využívané při scintigrafii vyzařují fotony elektromagnetického záření. Jedná se o záření gama, charakteristické rentgenové záření, nebo záření vytvořené během anihilace pozitronů. Je to pronikavé záření, které se z části vstřebává v těle a lze jej zaznamenat pomocí vnějších detektorů (Koranda et.al.,2014, s.7).

Rozdělujeme ji na scintigrafii planární a tomografickou. Planární se pak dělí na celotělovou, statickou a dynamickou a tomografická je jednofotonová (SPECT), nebo pozitronová (PET)(Kupka et.al,2015, s.25,29).

1.3.1 Scintilační kamera

Scintilační kamera neboli gamakamera se skládá ze scintilačního detektoru a vyhodnocovací aparatury. Scintilační detektor obsahuje kolimátor, scintilační krystal a fotonásobiče (Koranda et.al., 2014, s.27). Pacientovi je naaplikováno radiofarmakum a poté je snímán pod gamakamerou. V molekule radiofarmaka se nachází radionuklid, který se změní na dceřiný produkt a současně se vyzáří foton gama. Z pacienta se všemi směry šíří fotony a nevelká část z nich dopadne na detektor gamakamery. Větší část z nich odletí do prostoru. Z detektoru projde opět menší množství fotonů kolimátorem na scintilační krystal a způsobí světelný záblesk. Světelný záblesk je registrován sítí fotonásobičů, které jej změní na elektrický impulz a orientují jej do vyhodnocovací elektroniky. Počítač sbírá dílčí impulzy, kde jeden

impulz se rovná jednomu světelnému záblesku a zároveň i jednomu fotonu gama. Zapisuje jejich polohu a uspořádává je do matice obrazu. Matice obrazu obsahuje pixely, které nesou informaci o množství fotonů dopadajících na detektor.

Kolimátor

Kolimátor je zhotoven z olova. Jeho úkolem je propustit fotony gama, které dopadají kolmo na detektor. Každá gamakamera obsahuje sadu kolimátorů, které se vyměňují podle použitého radionuklidu (Kupka et.al.,2015, s.27-28). Kolimátory se dělí podle energie gama záření aplikovaného radiofarmaka, citlivosti, rozlišení, množství otvorů a uspořádání. HR kolimátory mají vysoké rozlišení, ale nízkou citlivost. Kolimátory se středním rozlišením a citlivostí. HS kolimátory s vysokou citlivostí a další.

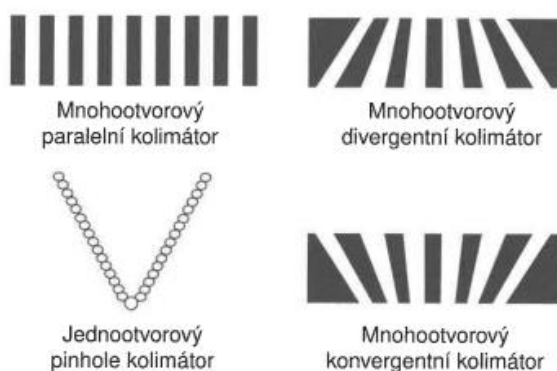
Nejvíce užívanými jsou mnohootvorové kolimátory s tisíci paralelními otvory. Propouští fotony, které letí kolmo na detekční místo krystalu. V krystalu se za pomoci záblesků vytvoří obraz, který má shodnou velikost se zobrazovaným objektem (Koranda et. al.,2014, s.27-28). Speciálním kolimátorem je kolimátor divergentní s otvory, které se lehce rozbíhají směrem k objektu, získává obraz většího zorného pole, než je plocha scintilačního krystalu, ale zároveň je nižší citlivost a polohové rozlišení. Dále konvergentní kolimátor s otvory sbíhajícími směrem k objektu, zvětšuje obraz malých orgánů jako je srdce, mozek, dětské orgány a rozloží je na větší část krystalové plochy, tím se zvýší citlivost a polohové rozlišení. (Navrátil et.al.,2005, s.432-433). Jednootvorový kolimátor pinhole má tvar trychtýře a v čele kolimátoru má jeden 3-5 mm otvor. Vytváří větší a obrácený obraz. Čím více oddalujeme objekt od čela kolimátoru, tím menší je obraz. Má velmi dobrou rozlišovací schopnost, pokud je vyšetřovaný objekt blízko kolimátoru. Nízká citlivost kolimátoru způsobuje při zobrazení tlustších objektů nepřesný obraz. Používá se k vyšetření malých orgánů např. štítné žlázy (Koranda et.al.,2014, s.28). Dalším typem kolimátoru je Fan Beam kolimátor, který je hybridem kolimátoru paralelního a konvergentního. Mezi otvory kolimátoru se nacházejí přepážky, které jsou umístěny podélně v ose paralelní, zobrazují kolmé vrstvy k rotační ose. Konvergence přepážek k rotační ose umožňuje lepší citlivost než kolimátor s paralelními otvory za totožného prostorového rozlišení. Používá se pro scintigrafii mozku. (Hušák et.al.,2019).

Pro radiofarmaka značená ^{99m}Tc jsou používány nízkoenergetické kolimátory pro vysoké polohové rozlišení. Kolimátor střední energie s nižším polohovým rozlišením se používá pro radiofarmaka značená ^{111}In (Kupka et.al.,2015, s.28). Pro ^{131}I je použit vysokoenergetický kolimátor pro energie nad 300KeV. Při vyšší energii záření musí být širší

přepážky mezi dírkami kolimátoru. Čím jsou přepážky širší, tím je horší obrazové rozlišení a také citlivost (Koranda et.al,2014, s.28).

Obrázek 1: Typy kolimátorů

(Rosina et.al.,2005, s.433).



Scintilační krystal

V nukleární medicíně se nejčastěji používá anorganický scintilační krystal (Navrátil et.al., 2005, s.423). Je zhotoven z jodidu sodného aktivovaného thaliem NaI(Tl). Jeho úkolem je převést fotonové ionizující záření na viditelné světlo (Kubinyi et.al.,2018, s.207). Je uzavřen v hliníkovém obalu. Musí se s ním opatrně manipulovat, protože je velmi jemný (Navrátil et.al.,2005, s.423). Je potřeba se věnovat teplotě a jejímu kolísání, která by mohla zapříčinit prasknutí krystalu.

Fotonásobiče

Jsou elektronické detektory, které mění fotony viditelného světla na elektrický signál (Kupka et. al.,2015, s.28). Jsou spojeny za scintilačním krystalem světlovodivou hmotou, která umožňuje snadnější vstup světla ze scintilačního krystalu. Na fotokatodu fotonásobiče dopadá světlo, které v soustavě dynod vytváří elektrony a ty násobí. Na anodě vzniká dostatečný velký elektrický impulz, který se pak šíří do amplitudového analyzátoru, kde se hodnotí jeho amplituda. Velikost impulzu se rovná energii detekovaného fotonu (Koranda et.al.,2014, s.24,27). V detektoru se nachází desítky fotonásobičů s kruhovým nebo šestiúhelným průřezem. Kvůli vysoké vnímavosti fotonásobičů na okolní teplotu se vyšetřovny gamakamer neustále klimatizují. Poškození fotonásobičů má za následek nekvalitní obraz.

1.3.2 Vyhodnocovací aparatura

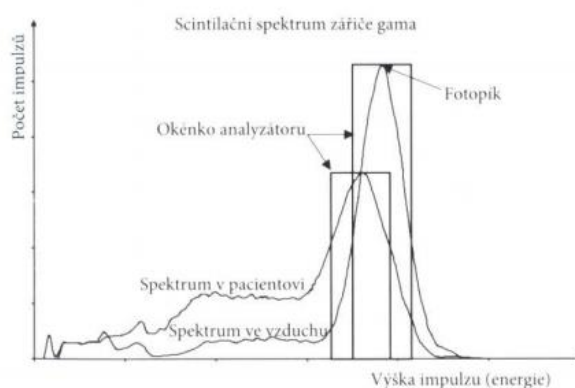
Do elektronických obvodů z fotonásobičů je přenášen el. Impulz z fotonásobičů. Úkolem elektrických obvodů je rozčlenit jednotlivé nasnímané události od sebe a co nejpřesněji propočítat polohu určité události. Všechny záblesky ve scintilační krystalu ozáří všechny fotonásobiče s různou intenzitou podle jejich polohy vzhledem k místu působení

Spektrum

Výsledkem signálu zpracovaného v detektoru gamakamery jsou impulzy s odlišnou amplitudou závisící, zda se původní foton rozptýlil, či nikoliv. Impulzy s odlišnou amplitudou vytváří energetické spektrum, na jehož základě se zvolí energetické okno snímání. To znamená, že gamakamera akceptuje impulzy, které se svojí amplitudou nacházejí v určité oblasti, píku úplného pohlcení. Zbylé impulzy zaznamenány nejsou. Jsou to impulzy, které nesou pozměněnou nebo zcela falešnou informaci o umístění (Kupka et.al.,2015, s.28-29). Energie fotonů je díky omezenému energetickému rozlišení nejasná, tak je tedy detekován Gaussův fotopík místo diskrétního čárového spektra. Při nižších energiích se nachází spojitě spektrum rozptýlených fotonů, které při vzájemném působení z okolí část své energie ztratí, nebo které nejsou v krystalu plně pohlceny a neodevzdá mu veškerou svou energii. Když se spektra porovnají, zřejmý je přírůstek rozptylového záření radionuklidu, který byl aplikován do pacientova těla a fotopík se posunul doleva. Před nastavením okénka analyzátoru je třeba polohy fotopíku kontrolovat a provádět se zářičem lokalizovaným ve vzduchu před detektorem kamery, ne podle záření gama šířícího se z pacienta (Koranda et.al.,2015, s.25).

Obrázek 2: Scintilační spektra monoenergetického záření gama při aplikovaném radiofarmaku a v otevřené nádobě.

(Koranda et.al.,2014, s.25).



1.4 Planární scintigrafie

Scintilační kamera vytváří 2D obraz 3D objektu při základním snímání. Obrazy neposkytují informace o hloubce uložení patologické léze a tím pádem mohou vznikat artefakty překryvem patologické léze se zvýšeným nahromaděním radiofarmaka (Kubinyi et.al.,2018, s.203). Planární scintigrafie se rozděluje na statickou a dynamickou. Statická studie se využívá hlavně, když je radiofarmakum v cílové tkáni dostatečně vycytáváno za určitý časový interval. Výsledný je jeden scintigram, nebo celá řada scintigramů v přední, zadní, bočné, nebo šikmé projekci (Koranda et.al.,2014, s.34). Zde můžeme zařadit i celotělové vyšetření, kdy je pacient na lůžku posouván mezi detektory a je snímán od hlavy až k patě (Kubinyi et.al.,2018, s.205). Dynamická studie poskytuje sadu planárních snímků jdoucích za sebou z jedné oblasti těla (Kupka et.al,2015, s.30-31).

1.5 SPECT

Principem SPECT je detekce fotonu gama, které jsou zaznamenány detektory gamakamery (Orel et.al., 2017, s.103). SPECT vytváří 3D snímky prostřednictvím scintilační kamery(gamakamery) (Kubinyi et.al.,2018, s.203). Používají se scintilační kamery Angerova typu – s dvěma, nebo i více detektory a velkým zorným polem (Seidl et.al.,2012, s.340). Konstrukce kamery je stejná jako u scintilační kamery planárního zobrazení (Kupka et.al.,2015, s.32). Starší systémy obsahují jeden detektor a v dnešní době se vyrábějí i kamery s třemi detektory, nebo speciální systémy s mnoha detektory (Kupka et.al.,2015, s.32). Výhodou SPECT zobrazení oproti planárnímu zobrazení není pouze 3D informace o patologické lézi, ale také zobrazuje místa s vysokým kontrastem vůči okolí, na rozdíl od planárního zobrazení. Vysoký kontrast odkrývá léze, které nejsou na planárním zobrazení viditelné. Planární zobrazení má nízký kontrast a sumační charakter. Všechny tkáňové vrstvy jsou dány do jednoho obrazu a rozdílně akumulující léze sledované lokalizace mohou splynout s akumulovanou aktivitou v odlišných vrstvách. Nevýhodou SPECT na rozdíl od planárního zobrazení je nízká prostorová rozlišovací schopnost a vyšší šum ve zpracovaném tomografickém obrazu (Koranda et.al.,2014, s.30).

Akvizice dat

Detektory kamery se otáčejí okolo pacientova těla v zájmové oblasti a snímá dílčí projekce pod různými úhly. Rozsah vyšetřované oblasti je určován velikostí zorného pole. Když je rozsah vyšetřované části větší, než je zorné pole detektoru, je nutné udělat mnohonásobnou akvizici dat, a to po částech.

Rekonstrukce dat

Akvizicí vzniká okolo 120 snímků planárních projekcí (Kupka et.al.,2015, s.32). Při použití dvoudetektorové kamery postačí, aby se jeden detektor kamery otočil o 180° a tím vytvoří 60 snímků po 3° . Dvoudetektorová kamera umožňuje dvojnásobně rychlejší záznam než jednodetektorová kamera. V počítači se pak zrekonstruuje z projekcí trojrozměrný obraz. (Koranda et.al.,2014, s.29-30). Projekce jsou tvořeny tzv. matematickou rekonstrukcí, z nichž vzniká sada 128 transverzálních řezů typických podle počtu rozlišení matice projekce

Rozlišujeme dvě hlavní kategorie rekonstrukcí. Tou jednodušší je filtrovaná zpětná projekce. Můžeme se setkat i se zkratkou FBP. (Filtered back projection). Nevýhodou této rekonstrukce je artefakt tzv. hvězdicového tvaru a neschopnost zařadit komplikovanější korekce do rekonstrukce. Často se používá iterativní metoda rekonstrukce, která přináší lepší obraz mimo to i možnosti složitějších korekcí za předpokladu vysoké výkonnosti počítačů. Nejvíce se uplatňuje moderní algoritmus iterativní rekonstrukce zahrnující veškeré možnosti iterativní metody, a ještě je k tomu rychlejší. Nese zkratku OSEM (ordered subsets expectation maximization). Podle nastavení rekonstrukce vzniká konečný obraz. Zařazení různých korekcí, množství iterací a subsetů u moderního algoritmu iterativní rekonstrukce a druh a síla filtru jsou nejčastější volbou parametrů (Kupka et.al.,2015, s.32-33).

Gated SPECT

Je to tzv. EKG hradlovaná technika, kde počítač hromadí scintigrafická data současně s R kmitem na EKG. Srdeční cyklus je ohraničen tzv. R-R intervalem a je rozčleněn na 8,12, nebo 16 jednotlivých intervalů. Vznikají snímky dílčích fází srdečního cyklu s nejmenším působením pohybu srdce. Tato technika slouží k zobrazení perfuze LK, životaschopnosti a funkce myokardu a určení parametrů funkce LK (EDV, ESV, TID, kinetika LK) (Kamínek et.al.,2015, s.455-456). Vznikla na počátku 90.let 20.století. Má význam nikoliv jen v diagnostice ICHS, ale používá se také k posouzení předtestové pravděpodobnosti ICHS, nebo při již koronarograficky zjištěné ICHS, detekci ischemie po koronární revaskularizaci (Kamínek,2010, s.513-515). Umožňuje současně vyšetřit perfuzi a funkci levé komory skrze EKG synchronizaci nahrávání dat. Dá se také zhodnotit regionální pohyb stěn, ejekční frakce a objem levé komory v end-dia stole či end-systole (Kamínek et.al.,2013, s.66-68). Jednodetektorová kamera je nahrazena dvoudetektorovou kamerou, která za stejnou dobu nasbírá dvakrát více impulzů a zajistí hodnotnější gated SPECT obrazy než samotná jednodetektorová kamera (Kamínek,2010, s.513-515). Kamera se většinou skládá z dvou 90° detektorů, které jsou uspořádány do tzv. L módu s nízkoenergetickým kolimátorem s vysokým

rozlišením (Kamínek et.al., 2015, s.456). Nejčastěji snímá 64 projekcí 45° z pravé přední šikmé projekce do 45° levé zadní šikmé projekce (Hutyra et.al,2010, s.48) (Věstník MZ ČR, 2016, s.235).

Novějším typem je polovodičová CZT kamera, která má stacionární detektory uspořádané do půlkruhu a pin hole kolimátory, které jsou zacíleny na oblast levé komory. Má lepší prostorové a energetické rozlišení a vyšší citlivost, kdy kamera nastřádá více impulzů a tím umožňuje aplikovat nižší aktivitu než u SPECT kamery (Oddstig et.al.,2019, s.1984-1986). Na rozdíl od konvenční SPECT kamery jsou současně všemi detektory z mnoha úhlů snímány srdeční obrazy (Koranda et.al.,2014, s.67).

1.6 PET

Pozitronová emisní tomografie je druhým nejvíce využívaným přístrojem v nukleární medicíně. První PET skener byl zaveden v USA v roce 1976. Ve srovnání s klasickou scintilační kamerou PET snímá zároveň dva fotony gama záření, které letí z místa anihilace k protilehlým stranám. PET oproti klasické scintilační kameře dominuje lepším rozlišením a vysokou citlivostí. Poskytuje sledování specifických radiofarmak, které se nedají snímat pomocí scintilační kamery (Kubinyi,2018, s.211-212). PET kamery se zásadně vyrábí jako PET/CT systémy s gantry a pohyblivou postelí. PET kamery mají gantry nepohyblivé a neobsahují kolimátory (Kupka et.al,2015, s. 33).

Fyzikální princip PET zobrazování

Principem PET je záznam záření, které vychází z pacienta po podání náležitého radiofarmaka (Orel et.al.,2017, s.98). PET používá radiofarmaka, která jsou značená pozitronovými zářiči. Nejčastěji je používán ^{18}F , který emituje pozitron během své radioaktivní přeměny (Kupka.et.al.,2015, s.33). Atom prvku se skládá z jádra a obalu s elektrony. V jádře jsou protony a neutrony, které jsou pozitivně nabitě. Stabilita jádra je závislá na podmíněném množství protonů a neutronů. Pozitronové radionuklidy jsou charakterizovány tzv. beta-plus rozpadem, proton se přemění na neutron, pozitron beta plus a neutrino. Pozitron není schopen v hmotném prostředí stále existovat. Setká se s elektronem na konci své trasy a zanikne. Jde o tzv. anihilaci a z toho místa anihilace dochází k emisi. Z místa anihilace se pohybují obě kvanta opačným směrem. Jsou zaznamenány jako bod, pokud dopadnou na krystaly PET detektoru a jsou zaznamenány ve výsledném obrazu (Míková et.al.,2008, s.99). Systém tvoří kruhově uspořádané detektory s desítkami detektory. Nejrozšířenější jsou gadolinium oxyorthosilikátové (GSO) a nejvíce lutecium oxyorthosilikát (LSO). Mají kratší délku

scintilace a zpracovávají vysoké fotonové toky, narozdíl od dřívějšího bismut-germanátového (BGO) (Votrubová et.al.,2009, s.13-14). Při anihilaci vzniká dvojice fotonů, které jsou registrovány pomocí koincidenčních detektorů. Detektory určují dráhu letu i zdroj záření. Zdroj záření se nachází na spojnici 2 bodů, ve kterých byly fotony detekovány v totožném čase. Tam, kde se protíná nejvíce přímek se akumulovala největší aktivita radiofarmaka (Orel et.al.,2017, s.98-99).

Rekonstrukce tomografických snímků

Rekonstrukce obrazu je prováděna pouze iterativními metodami. PET obrazy se rekonstruují ve výkonném hardwaru, který je součástí PET kamery. Kvalita obrazu je nezbytná zejména pro popis malých lézí. Závisí jak na rekonstrukčních parametrech, tak i na kvalitě samotných snímání dat, jako při SPECT obrazu (Kupka et.al.,2015, s.33-34).

1.6.1 Radiofarmaka pro PET

Přes 600 radionuklidů produkuje pozitrony při radioaktivní přeměně. Jsou tedy potencionálně použitelné pro PET (Votrubová et.al.2009, s.16). V České republice jsou registrována tyto PET radiofarmaka: ^{18}F -FDG, ^{18}F -Cholin, ^{18}F -FLT, ^{18}F -DOPA a ^{18}F -fluorid. V odborné literatuře se můžeme setkat i s izotopy biogenních prvků ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , které slouží k molekulárnímu zobrazování (Koranda et.al.,2014, s.150). Biogenní radionuklidy ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O ^{18}F jsou produkovány cyklotronem. Díky dobrým chemickým vlastnostem jsou vhodné ke značení tělních molekul, nebo jejich derivátů. Nevýhodou je poměrně nákladná produkce radionuklidů v cyklotronu a díky krátkému poločasu radioaktivní přeměny také malá dopravní vzdálenost. Vysoká kvalita obrazu a relativně nízká radiační zátěž je naopak výhodou (Votrubová et.al.,2009, s.16). Nejčastěji používaným radiofarmakem pro PET je ^{18}F fluorodeoxyglukóza (FDG), která zobrazuje místa se zvětšenou metabolickou aktivitou, kterou mají obvykle nádory a záněty (Adam et.al.,2020, s.10-11).

^{18}F radiofarmaka

Výhodou těchto radiofarmak je poměrně dlouhý poločas rozpadu, který činí 110 minut (Koranda et.al.,2014, s.151). Je totiž možné jej dopravovat do vzdálenějších míst (Adam et.al.,2014, s.130). Další výhodou je známá glykolýza a farmakologie substrátu. Je biochemickým základem pro akumulaci a také umožňuje detekovat převážnou část karcinomů (Koranda et.al.,2014, s.151).

¹⁸F – FDG

Jedná se o tzv. metabolický marker, který rozeznává v těle místa zvýšené, nebo snížené metabolické aktivity. FDG PET metoda odhaluje primární nádory a metastázy. FDG má určitou nevýhodu. Zvýšeně se vychytává také v místech s odehrávajícím se zánětlivým procesem. Někdy také v oblastech s nedostatkem kyslíku i v některých orgánech s vyšším příjmem energie. FDG má vysokou citlivost pro určování lézí, ale nemusí to být výhradně tumor. Také nemusí rozeznat hojící se tkáň od životaschopného, proliferujícího tumoru (Adam et.al.,2014, s.130). Proto se vyvíjí specifická radiofarmaka (Adam et.al,2020, s.10-11). FDG se využívá ve více než 90 % všech PET/CT vyšetřeních.

¹⁸F-fluorid

Fluorid sodný byl znám a používán již před vznikem ^{99m}Tc fosfonátu pro kostní scintigrafii. Na F se váže na kostní matrix, zejména v místě zvýšené kostní přestavby. Jedná se o místa nádoru či zánětu, fraktur, nebo degenerativních změn. Fluorid sodný docílí významně vyššího kontrastního poměru mezi kostmi a krevním prostředím. Společně s PET/CT skenerem tvoří lepší lokalizaci a diagnostiku kostních lézí než samotná scintigrafie skeletu (Votrubová, 2009, s.17).

¹⁸F-cholin

Cholin je základem fosfolipoidických membrán. Jedná se o marker lipidového metabolismu. Primárně slouží k diagnostice karcinomu prostaty, k jejímu stagingu a restagingu. Hlavní úlohou je staging karcinomu prostaty s velkým či středním rizikem diseminace. CT je téměř nevyužitelné při hodnocení prostatické tkáně kromě nejpokročilejších typů nádorů. MR dokáže přesně zhodnotit i místní vztahy. Diagnostika karcinomu prostaty pomocí FDG není možná, kvůli malé velikosti cílového orgánu, malé metabolické aktivitě nádorových buněk, a především blízkost močového měchýře, jenž přijímá velké množství radiofarmaka. Fluorocholin tyto mínusy odstraňuje. Je také používán k posouzení stupně rozlišení hepatocelulárního karcinomu nebo nádoru příštítných tělísek (Adam et.al.,2020, s.10-11) (Ferda et.al.,2017, s.361).

¹⁸F-DOPA

DOPA se transportuje do neuronů, dochází k dekarboxylaci na dopamin a rezervní kapacitu dopaminu v presynaptické nervové části, zejména v bazálních gangliích. Využívá se ke zkoumání metabolismu dopaminu v normálním, nebo nemocném mozku. Zobrazuje poruchy činnosti mozkové nebo Parkinsonovu nemoc (Adam et.al.,2009, s.96). Její předností je

akumulace na metabolickém základu, ne na receptorovém. Předpokládá se vyšší detekce u možných druhů neuroendokrinních tumorů s nízkým hromaděním somatostatinových receptorů (Votrubová,2009, s.19). Neuroendokrinní nádory, u kterých neznáme lokalizaci, a je předpokládán výskyt ve střevní stěně je lepší metodou PET/CT. PET/MR je významnější při postižení jater nebo slinivky (Ferda et.al.,2017, s.361).

¹⁸F-FLT

¹⁸F-FLT je zvýšeně akumulován v místech intenzivní syntézy nukleové kyseliny. Je to tzv. indikátor vysoké proliferační aktivity. Pomáhá odlišit zánětlivé změny od maligního plicního nádoru.¹⁸F – FDG se zvýšeně vychytává v tumoru i v zánětu. ¹⁸F – FLT je velmi chabě vychytáváno v zánětu, naopak v tumoru je akumulován dostatečně.¹⁸F –FLT přesněji detekuje high grade gliomy než ¹⁸F – FDG. ¹⁸F – FDG se výrazně vychytává v šedé kůře mozkové. Není snadné objevit patologická místa v maligní tkáni (Koranda et.al.,2014, s.152). Uplatňuje se také k hodnocení proliferace dlaždicobuněčných karcinomů (Ferda et.al.,2017, s.361).

1.7 Hybridní zobrazovací metody

Nazývá se také kombinované, multimodální, nebo integrované zobrazení (Kupka.et.al.,2015, s.15). Hybridní zobrazování využívá dvě různé zobrazovací metody, jednu z oblasti nukleární medicíny a druhou z radiodiagnostiky. Používají se kombinace SPECT/CT, PET/CT a PET/MRI. CT nebo MR zobrazení nahradilo nevýhodu nízkého prostorového rozlišení při scintigrafických vyšetřeních, které poskytují funkční obraz, ale neumožňují přesně anatomicky lokalizovat nález (Malíková et.al,2019, s.53-54). Výhodou hybridního zobrazení je fúze obrazů a mimoto se pacient účastní pouze jednoho vyšetření. První hybridní obrazy vznikly počítačovým překrytím tzv. fúzí z angl. image fusion. CT přístroje se v nukleární medicíně používají kvůli přesnému anatomickému umístění funkčního nálezu, korekci zeslabení a také kvůli diagnostice. Ačkoliv jde častokrát lokalizovat funkční nález pouze z obrazu nukleární medicíny, je potřeba doplnit CT obraz. Při PET vyšetření je to nutné vždy. Rozptylem a absorbcí v těle se záření z těla pacienta zeslabuje. Hluboko uložené orgány jsou méně aktivní než povrchové tkáně. CT obraz se opírá o tzv. zeslabení záření tkání umožňující uloženou informaci využít pro matematickou korekci funkčního obrazu. Nejde pokaždé o vizuální korekci náležitosti obrazu. Např. perfuzní SPECT myokardu je korekce na zeslabení podstatná pro náležitou kvantifikaci. Slouží k eliminaci nesprávných patologických perfuzních defektů v dolní levé části komory. Obrazy, které jsou korigovány zeslabením se označují zkratkou AC

z anglického slova attenuation correction. Oproti SPECT/CT, kde se provádí standardní low dose režim definovaný jako režim s nízkým rozlišením obrazu a nízkou dávkou ozáření pacienta je PET/CT realizováno tzv. plnohodnotným CT, které se využívá k diagnostickým účelům. Všechny SPECT přístroje nejsou sjednoceny s CT, ale PET kamery jsou vyráběny jediné jako PET/CT systémy. Mimo CT se pro fúzi obrazu může použít i magnetická rezonance. Jde většinou o offline fúzi, protože PET/MR systémy nejsou příliš rozšířené. Důvodem malé rozšířenosti hybridních MR systémů je především složitost výroby. Propojení silného magnetického pole s detektorem v nukleární medicíně a nesnadně proveditelná korekce na zeslabení. Hybridní metody jsou tzv. superspecializací. Vytváří nastavbu nad nukleární medicínou a radiodiagnostikou (Kupka et.al.,2015, s.15,35).

1.7.1 SPECT/CT

SPECT/CT je systém zároveň poskytující funkční a anatomický obraz těsně za sebou. CT přístroje, které jsou propojeny se SPECT mají rozdílnou konstrukci. Některé mají rentgenku pevně připevněnou ke gantry a tím se limituje rychlost rotace a pracují v tzv. nízkodávkovém režimu. Opatřuje obrazy tkání s nízkým rozlišením. Naopak SPECT/CT přístroje s rychlým otáčením rentgenky jsou provozovány v nízkodávkovém i v diagnostickém režimu s velkým rozlišením. Diagnostický režim přináší precizní anatomické informace, ale za to vyšší radiační zátěž pacienta (Koranda et.al.,2014, s. 30).

1.7.2 PET/CT

Hybridní skener PET/CT poskytuje morfologický a metabolický obraz během jednoho vyšetření, aniž by pacient změnil polohu. Multidetektorové zařízení CT umožňuje úplně zobrazit anatomický a morfologický obraz, zatímco PET kamera funkční informaci a vysvětluje tvarově nejasné CT obrazy (Votrubová et.al.,2009, s.3). Výhodou PET/CT přístroje je, že zvyšuje senzitivitu a specifitu PET i CT vyšetření a zvyšuje správnost vyšetření díky jednotnému hodnocení dvou vyšetření na totožném pracovišti ve stejný čas (Bělohávek, Fencel,2004, s.63).

Akvizice a rekonstrukce dat

Nejdříve se zhotoví topogram, rentgenka stojí v určené poloze, pacient na lůžku se postupně zasouvá do gantry CT skeneru. Vznikne obraz předozadní rtg projekce. Je určen pro vyznačení vyšetřované oblasti, která je následně vyšetřena pomocí CT a PET. Získaný CT obraz je pouze z vyznačené oblasti zájmu. Poté se lůžko s pacientem se zasouvá více do gantry PET skeneru, kde jsou nasnímána z totožné oblasti emisní PET data. Zpracování PET dat není stejné

jako u spirálního CT, není kontinuální. Používají se určité pozice pojmenované jako „beds“, kde jsou shromažďována data zhruba 3 minuty ve vzdálenosti axiálního zorného pole 15-20 cm pak se lůžko s pacientem samovolně posune a další pozice je snímána. Dílčí postele musí být z části překryty, protože klesá citlivost PET skeneru na koncích zorného axiálního pole. Společné gantry má větší hloubku než klasické CT. Vyšetření se provádí v totožném sklonu, protože se nedá sklopit gantry.

Poté stačí zvětšit PET obrázky, které jsou nasnímány do menší obrazové matice CT a překryt metodou alpha-bending přes CT obrazy. Tato metoda přiřazuje různou úroveň průhlednosti jednotlivým modalitám. Na vyhodnocovací konzoli jde prohlížet hybridní obrazy jak současně s metabolickou i s anatomickou informací, tak i odděleně. Hrubá data mají v hybridním přístroji dvojnásobný význam. Využívají se k rekonstrukci anatomicko-morfologického CT obrazu a také k tvorbě atenuační mapy korekčních koeficientů ke korekci anihilačních fotonů absorbujících se v těle.

Příprava pacienta

Pacient je minimálně 6 hodin před vyšetřením na lačno (Votrubová et.al.,2009, s.44,47). Doporučuje se pít před vyšetřením vodu bez příměsi cukru. Je důležité zachovat hladinu glukózy na minimu, protože je jinak podstatně zhoršená kvalita obrazu (Míková et.al.,2008, s.101). Pokud je pacient objednan na odpoledne, doporučuje se sníst suchý rohlík. Pacient by neměl 3 dny před vyšetřením sportovat, zvýšeně se fyzicky namáhat a následně den před vyšetřením by se neměl namáhat vůbec. Pokud pacient podstoupil v nedávné době chemoterapii, vyšetření je nutno provádět s odstupem 10-14 dní. Pokud podstoupil radioterapii, tak je třeba dodržet 3 měsíční odstup. V chladných měsících přijde pacient 30 minut před vyšetřením. Naopak v létě se pacient dostaví na PET pracoviště s předstihem 30 až 60 minut a odpočívá v klimatizované čekárně. Jestliže je pacient hospitalizován, je nutné mít zavedený periferní žilní katetr (růžovou flexilu). Pacient trpící diabetem, který je léčen perorálními antidiabetiky, je užije naposledy den před vyšetřením. Ráno před vyšetřením PAD neužívá, až po PET vyšetření, proto je nutné si PAD vzít s sebou. Pokud se léčí inzulínem, tak si aplikuje inzulín naposledy den před vyšetřením. Bere si inzulín s sebou, protože hned po vyšetření si inzulín aplikuje a nají se. Při příchodu k vyšetření pacient sdělí, zda má alergii a na co, cukrovku a jaký typ léčby užívá (dieta, perorální antidiabetika, inzulín + perorální antidiabetika), poruchu funkce ledvin, nebo jater, zda má zvýšenou funkci štítné žlázy, či nemá plánované vyšetření, nebo léčbu radiojódem. Zda netrpí klaustrofobií. Jestli u něho proběhla chemoterapie, radioterapie, nebo operace a kdy. Jestli už na scintigrafickém vyšetření byl a o co se jednalo.

Pacientky sdělí, zda jsou těhotné, nebo kojí, termín posledních měsíčků a menopauzu (Kolektiv ONM a PET/CT KNTB, 2012).

Postup vyšetření

Nejdříve se změří hladina glykémie odběrem malé kapky z prstu ruky pacienta. Zavede se do předloktí kanyla, do které se podává radioaktivní látka. Poté nastává akumulací fáze (Baxa, Vendiš, ©2007-2021.) Po i. v aplikaci se hromadí radiofarmakum v organismu. (Míková et.al.,2008.s.101) Pacient odpočívá v oddělené kabině zhruba 1 hodinu a popíjí litr vody, z důvodu lepšího zobrazení střev. Vyšetření se provádí vleže s rukama nataženými nad hlavou. V první části vyšetření se provádí CT. Pacientovi se většinou aplikuje jodová kontrastní látka. Samotné CT vyšetření probíhá zhruba 5 minut. Pacient může mít po podání KL pocit horka po těle, nebo pocit na močení, ale tyto pocity brzo odezní. V druhé části již probíhá samotné PET vyšetření ve stejné pozici jako u CT vyšetření. PET vyšetření probíhá zhruba 20 minut.

Komplikace vyšetření

Aplikací jodové kontrastní látky mohou nastat nežádoucí účinky ve formě alergické reakce. Je nutné je okamžitě řešit. Důležité je, aby pacient 25 minut po vyšetření odpočíval v čekárně PET/CT pracoviště a pokud by nastaly potíže informoval zdravotnický personál. Pokud měl pacient již nežádoucí účinky po i. v. aplikaci kontrastní látky, informuje svého lékaře, který vyšetření provádí. Ten se pak s lékařem z PET/CT pracoviště společně domluví o případných možnostech aplikace KL. Pacient také před vyšetřením informuje zdravotnický personál PET/CT pracoviště.

Chování po vyšetření

V následující den po vyšetření je doporučováno zvýšit příjem tekutin a často vyprazdňovat močový měchýř, aby se vyloučila radioaktivní látka a jodová kontrastní látka co nejrychleji z těla ven. Radioaktivní látka vyzařuje slabé záření. Její intenzita je nižší se vzdáleností od pacienta a množství v těle se snižuje samovolným rozpadem a hlavně vylučováním. Je doporučováno omezit kontakt zvláště s dětmi a těhotnými ženami. (Baxa, Vendiš, ©2007-2021).

Indikace

PET/CT je z 90 % využíváno k diagnostice onkologických onemocnění. Dále pak v kardiologii, neurologii a diagnostice zánětů. (Míková et.al.,2008, s.102) Běžnou indikací PET v onkologii je N a M staging. Dále jako odpověď na chemoterapii či radioterapii (Beuthien-

Baumann,2018, s.495). Vyšetření maligních lézí větších než 5 mm. Určení úrovně malignity. Složí k plánování kurativní, nebo paliativní terapie. Nemocní s metastázami s neznámým původem primárního nádoru. Před biopsií lokalizuje nejagresivnější část nádoru.

FDG se hromadí v infekčních i neinfekčních zánětlivých onemocněních (Míková et.al.,2008, s.103). Jako je horečka neznámého původu, osteomyelitida páteře při kontraindikaci magnetické rezonance (Kolektiv ONM a PET/CT KNTB, 2012). Hodnocení odpovědi terapie vaskulitidy. Sepse spojená s infekcí kloubní, či cévní náhrady. PET/CT je prováděno až po vyčerpání konvenčních zobrazovacích a laboratorních vyšetřovacích metod. V kardiologii se používá k prokázání životaschopnosti myokardu. V neurologii k časnému zjištění Alzheimerovy nemoci, nebo ke zjištění ložiska při parciální epilepsii Také k odlišení postoperační nebo postradiační jizvy od opětovného navrácení nádoru (Míková et.al.,2008, s.103).

Onkologické indikace PET/CT vyšetření

Nádory plic

¹⁸F–FDG je využívána v diferenciální diagnostice maligních a benigních plicních uzlů a detekce vzdálených i uzlinových metastáz. V případě operace u pacientů s metastatickým rozsevem se posuzuje rozsah metastatického procesu, aby nebyly provedeny bezvýsledné radikální operace (Koranda et.al.,2014, s.154). PET se využívá pro restaging u pacientů se suspekci na relaps po léčebné terapii (Ul-Hassan et.al.,2012). Pokud je tumor v zánětlivém procesu, tak se volí ¹⁸F-FLT k určení rozsahu a umístění (Koranda et.al.,2014, s.154).

Lymfom

¹⁸F – FDG PET/CT je využíváno k počátečnímu stagingu v lymfomech např. Hodgkinův a non hodgkinský lymfom (Ul-Hassan et.al.,2012). PET je značně senzitivní v detekci extranodálních lézí. Dále se uplatňuje při zjišťování životaschopné lymfomové tkáně po chemoterapii, kdy je na CT objevena reziduální léze. CT nedokáže rozlišit fibrózní změny od perzistující životaschopné nádorové tkáně.

Nádory hlavy a krku

PET velmi dobře detekuje nádorový rozsev do regionálních mízních uzlin. Jedná se o tzv. N staging. (Koranda et.al.,2014, s.153,155) Také je užívána v detekci neznámého primárního nádoru a opětovného navrácení nádoru po léčbě (Ul-Hassan, et. al.,2012).

Nádory a metastázy mozku

U proliferačních nádorů a metastáz je výhodnější k detekci využít ^{18}F -FLT, než ^{18}F -FDG, které se zvýšeně nevyčtyává v šedé hmotě mozkové. ^{18}F -FDG může způsobit splnutí drobných lézí se šedou hmotou mozkovou (Koranda et.al.,2014, s.155).

Nádory prsu

Detekce vzdálených uzlových, viscerálních, či kostních vzdálených metastáz u pacientek s pokročilým stádiem. Stanovení odpovědi na léčbu kostních metastáz, které jsou obtížně posouzeny běžnými zobrazovacími metodami skeletu (Ul-Hassan,2012).

Nádory jícnu

^{18}F -FDG PET/CT se používá ke stagingu a vyloučení generalizace do vzdálených mízních uzlin a také k vyloučení vzdálených metastáz. Využívá se k posouzení efektu radiochemoterapie. Pokud přetrvává zvýšená akumulace ^{18}F -FDG v tumoru, znamená to, že terapie je neúčinná, a dochází ke změně léčebného postupu.

Kolorektální karcinom

^{18}F -FDG posuzuje, zda je nádor operabilní. Paliativní výkon je indikován, pokud dochází k metastatickému rozsevu. Monitoruje také efekt terapie a detekuje relaps nádoru. Při solitární metastáze dochází k případné reoperaci.

Nádor slinivky

^{18}F -FDG diagnostikuje pankreatické léze a pomáhá rozlišit maligní nádor pankreatu od chronických zánětlivých změn pankreatu. PET také posuzuje operabilitu nádoru (Koranda et.al.,2014, s.153-154). Pacienti s podezřením na recidivu s nejasnými CT, nebo MR nálezy, nebo zvyšujícími se nádorovými markery bez viditelné abnormality během konvenčního zobrazování.

Gynekologické nádory

^{18}F -FDG zjišťuje nodální šíření mimo pánev u vysoce rizikových nádorů dělohy a děložního čípku. Detekce recidivy, pokud jsou ostatní zobrazovací metody nejednoznačné. Může detekovat okultní onemocnění u pacientek s karcinomem ovarií při negativním konvenčním zobrazování a růstu nádorových markerů (Ul-Hassan et.al.,2012).

Nádor prostaty

Karcinom prostaty zvýšeně nevychytává ^{18}F -FDG, výjimkou jsou špatně diferencované nádory. Nádorová tkáň se zobrazí pomocí ^{18}F -cholinu (např. hormonální refrakterní nádory s vysokým PSA).

Maligní melanomy

PET detekuje metastázy v mízních uzlinách a vzdálené metastázy. V tkáních maligního melanomu je akumulace ^{18}F -FDG značně vysoká.

Diferencovaný karcinom štítné žlázy

Dobře diferencované karcinomy jsou dobře detekovány pomocí ^{131}I a jsou hůře zobrazitelné ^{18}F -FDG PET/CT. U dediferencujících karcinomů je to naopak. FDG ^{18}F -FDG správně posuzuje míru onemocnění a hodnotí operabilitu.

Karcinom neznámého původu

Nejedná se o vzácný klinický stav. Jeho prognóza je často špatná. U části pacientů ^{18}F -FDG detekuje primární karcinom. Posuzuje také celkovou míru metastatického rozsevu (Koranda et.al.,2014, s. 153-155).

Kontraindikace

Podstatnou relativních kontraindikací stejně jako u všech vyšetření s ionizujícím záření je těhotenství. Také dekompenzovaný diabetes je kontraindikace. Před objednáním pacienta časně po záchytu cukrovky, je nutné ověřit, zda nemá hyperglykémii. Taktéž u pacientů, kteří nedokážou vydržet 30 minut bez hnutí na zádech se toto vyšetření neprovádí. Hmotnost pacienta je rovněž omezením, protože vyšetřovací stůl má určitou nosnost. Obezita pacienta zabraňuje průjezd těla otvorem gantry (Tichý,2009, s.47-48).

1.7.3 PET/MR

Je nejmladší hybridní zobrazovací metodou (Ferda et.al.,2015, s.27). Tento skener tvoří společný systém pozitronové emisní tomografie (PET) a magnetické rezonance (MR). Konstrukce tohoto systému byla poměrně složitá, protože elektronika zabezpečující PET musela být uzpůsobena požadavkům silného magnetického pole uvnitř běžné magnetické rezonance. Další překážkou bylo utvoření mapy pro korekci zeslabení, jenž v PET/CT vyšetření provádíme za pomoci CT. Naopak výhodou PET/MR oproti PET/CT je žádné ozáření z magnetické rezonance, tím pádem nižší celková radiační zátěž pacienta (Kubinyi et.al.,2018, s.214-215).

Zvláště u onkologicky nemocných, kde se provádí opakovaná vyšetření. Při určení diagnózy, rozsahu nemoci, dále pak při revizi účinku léčby, nebo kontroly po jejím konci. Jedná se většinou o pacienty s lymfomy či nádory varlete (Baxa, 2015). Následně poskytuje velmi dobrý kontrast měkkých tkání, který nelze z fyzikálních důvodů u CT získat (Kubinyi et.al,2018, s.215). Stanovení rozsahu předoperačního vyšetření nebo chování mozkových nádorů a ústní dutiny, ale i věrné předoperační zhodnocení rozsahu postižení karcinomu prsu společně s posouzením výskytu metastáz (Baxa,2015). Kvůli nízké radiační zátěži je vhodná v pediatrii, ale také se uplatňuje v onkologii, neurologii a kardiologii (Kubinyi et.al.,2018 s.215). Detekuje milimetrové léze, které ostatními metodami nejde objevit. První přístroj byl uveden v roce 2015 ve Fakultní nemocnici Plzeň. PET/MR přístroje mají také v Lipsku, ve Vídni, Erlangenu a také v Mnichově. Ve východní Evropě se PET/MR využívá pouze k experimentálním výzkumům (Medical tribune,2015).

Princip PET/MR skeneru

Využívá stejně jako PET/CT ortosilikátový krystal jako materiál pro zjištění koincidenčního záření. Fotonásobič není zde použit, protože je velmi citlivý vůči změnám magnetického pole. Pro rozmnožení a detekci světla, které vzniká ze scintilačního krystalu se používají tzv. lavinovité diody označující se zkratkou APD (avalanche photodiodes). Je to polovodičové elektronické zařízení využívající fotoelektrického jevu k přeměně světla na elektrický potenciál. V silikonových krystalech vzniká vnitřní proud díky lavinovému efektu vedoucí ke konečnému mnohočetnému zesílení signálu. Zesílení záleží na krystalovém reverzním napětí i na jeho teplotě. Na rozdíl od fotonásobiče mají APD značně tenký profil, jenž zjednodušilo umístění detekčních bloků uvnitř otvoru magnetu magnetické rezonance. V otvoru magnetu MR se nachází detekční systém PET o průměru 700 mm.

Detektorový systém je uložen do dvou významných částí pláště přístroje MR. První je systém gradientních cívek a druhou částí je systém vysílacích radiofrekvenčních tělových cívek. Je neustále chlazen a stíněn, aby nedošlo k vzájemnému spojení systémů MR a PET. (Ferda et.al.,2015, s.63).

Akvizice a rekonstrukce dat

Vlastní snímání PET dat je provedeno v několika pozicích využívající postupného zobrazení celého objemu vyšetřované části tzv. technikou step and shoot, kde se postupně doplňují data v různých úrovních těla. Zároveň s PET akvizicí probíhá také akvizice MR dat,

kteřá je prováděna kvůli získání map pro následnou korekci zeslabení, nebo pro plnohodnotné MR obrazy. Celé tělo od báze lebny po třísla se zpravidla skenuje ve čtyřech polohách.

Po snímání dat z vyšetřované oblasti jsou prvně zkonstruovány MR obrazy, jež jsou určeny k tvorbě tkáňové mapy, ze které je vypočítán obraz korigující tkáňové zeslabení.

Prostřednictvím čtyř obrazů je vytvořena tzv. korekčně-atenuační mapa, která je tvořena tkáňovou mapou s různorodou koncentrací ^2H jader. Korekce zeslabení následně vychází z korekce na protonovou tkáňovou denzitu (Ferda et al.,2015, s.67).

Samotné snímání dat PET/MR u celotělového vyšetření probíhá 30-50 minut, podmíněné volbou akvizičního protokolu a užití diagnostických sekvencí. Jelikož čas zobrazení magnetické rezonance s technikami spojenými s dechovou aktivitou trvá zhruba 10-15 minut v jednom místě, je přijatelné společně spojit MR dechovou aktivitu s PET akvizicí dat s dechovou aktivitou. Tato technika se využívá hlavně k zobrazení plicního, nebo jaterního parenchymu slinivky, či ledvin. Sestrojení PET obrazu společně s fází dechovou následně přispívá k vysoké přesnosti místa hromadění radiofarmaka přímou obrazovou koregistrací.

Mimo synchronizovanou akvizici dat lze také použít dynamickou akvizici PET dat. Významná je nejvíce u radiofarmak s rychlým tkáňovým šířením např. ^{18}F – flurocholin, nebo ^{18}F –fluorothymidin. Dynamická PET akvizice se nejvíce používá k zjišťování mimobuněčného šíření radiofarmak, dále pak k hodnocení určitého tkáňového šíření a jeho rozdíly v čase. Také kontrastní látky jednají mimobuněčně, tudíž je lehčí realizovat MR dynamické zobrazení s farmakodynamickým principem. Výhodou dynamické akvizice dat MR oproti dynamické akvizice dat CT perfuze je nulové zatížení radiační dávkou.

Vysokému rozlišení PET obrazu napomáhá metoda point-spread function (PSF). Jedná se o dřívější metodu vícebodových světelných zdrojů využívaných v astrofyzice ke zkoumání obrazů noční oblohy. V rámci rekonstrukčního algoritmu potlačují rozptylovou funkci ve všech zdrojových bodech obrazu. V analýze PET obrazu nastává přesné určení dopadu koincidenčního kvanta a spolehlivé rozpoznání místa vysokého hromadění radiofarmak. Dechová synchronizace PET společně s použitím PSF umožňuje přesné rozpoznání postižených jater, nebo plicních uzlů (Ferda et.al.,2017, s. 357).

Indikace PET/MR

Umožňuje včas objevit neurodegenerativní změny např. Alzheimerovu chorobu, vypátrat ložiska, které vyvolávají epilepsii, stanovit diagnózu nádoru mozku a jeho formy. Dále je možné najít záněty a nádory orofaciální oblasti, břišní dutiny, prsu a pánve tedy karcinom dělohy, konečníku aj. Dále je vyšetření schopné ukázat metabolický znak patologických

procesů např. prokrvení jisté části, či nahromadění patologických metabolitů (Medical tribune,2015). Využívá se také ke zhodnocení viability tkáně u pacientů s ICHS (Baxa,2015).

Příprava k vyšetření

Pacient se dostaví na vyšetření nenalíčený bez řasenky, pudru, make-upu, či vlasového gelu (Vendiš, Baxa, ©2007-2021). Tyto přípravky obsahují kovové pigmenty, které mohou zkreslit signál či geometrii obrazu (Vomáčka et.al.,2015, s.51). Čtyři hodiny před vyšetřením už nic nejí, pouze smí pít neslazené nápoje, žádnou kávu, ani alkohol. Dvacet čtyři hodin před vyšetřením je třeba omezit veškerou fyzickou námahu. Kvůli poměrně náročnosti vyšetření je potřeba mít s sebou doprovázející osobu. Je nepřipustné po vyšetření řízení motorového vozidla. Pacient se na pracovišti zdrží zhruba 2-3 hodiny.

Před vyšetřením vyplní pacient anamnestický dotazník. Údaje slouží k zjištění současného zdravotního stavu pacienta a k rozhodnutí i. v. podání kontrastní látky obsahující gadolinium zvyšující zjišťovací důležitost vyšetření. Pacient trpící alergií na jakoukoliv látku, musí o tom předem informovat svého ošetřujícího lékaře i pracovníky PET/MR pracoviště.

Postup vyšetření

Nejdříve se změří hladina krevního cukru odběrem malé kapky krve z prstu ruky. Poté se zavede kanyla do žíly na předloktí. Skrze kanylu se aplikuje radioaktivní látka pro vyšetření PET.

Dále následuje akumulární fáze, kdy se radioaktivní látka akumuluje v těle. V průběhu akumulární doby zhruba jednu hodinu pacient odpočívá v oddělené čekárně. Popíjí 1 litr vody, za podmínky že lékař nestanoví jinak, pro lepší vizualizaci střev.

Vyšetření se provádí v leže na zádech, při vyšetření prsu na břiše. Pacient se řídí instrukcemi zdravotnického personálu. Samotná doba snímání je 20 až 90 minut.

Kontraindikace

Vyšetření je prováděno v silném magnetickém poli, které je schopno zničit, nebo přemístit v těle veškeré implantované kovy. Pokud má pacient v těle implantované kovové těleso např. defibrilátor, či kloubní nebo kostní implantát, musí informovat zdravotnický personál.

Chování po vyšetření

Po vyšetření a následný den se doporučuje více pít a chodit často vyprazdňovat močový měchýř, z důvodu rychlejšího vyplavení kontrastní látky a radioaktivní látky. Je na místě

dodržovat vzdálený odstup od dětí a těhotných žen do druhého dne, kvůli minimalizaci rizika (Vendiš, Baxa, ©2007-2021).

2 Scintigrafická vyšetření nukleární medicíny

Všechna vyšetření se provádí v souladu s náležitě vypsanou žádankou obsahující identifikaci pacienta, výšku, váhu, těhotenství u žen, specifikaci vyšetření, klinickou diagnózu a předpokládaný přínos vyšetření. Dále identifikaci a podpis odesílajícího lékaře, razítko pracoviště a datum, kdy byla žádanka vystavena (Věstník.,2016 s. 6). Pouze malá část vyšetření vyžaduje speciální přípravu jako je vysazení léků, nebo lačnění (Uher,2013, s.17).

2.1 Scintigrafie skeletu

Patří k nejčastějším vyšetřením nukleární medicíny (Míková et.al., 2008, s.62) Poskytuje detekci rané fáze nemoci a umožňuje zobrazit celý skelet. Je to vysoce senzitivní vyšetření. Hlavní nevýhodou tohoto vyšetření je jeho obecnost. (Koranda et.al.,2014, s.131).

Radiofarmaka: Aplikuje se i. v. ^{99m}Tc difosfonát, který se hromadí v kostech a umožňuje zobrazit míru osteoblastické aktivity (Kubinyi et.al.,2018, s.223). Jedná se o tzv. osteotropní radiofarmakum, které se kumuluje pouze v kostech, nikoliv ve dřeni či měkké části kolem kostí. Je podmíněno metabolickým obratem vápníku (Míková et.al.,2008, s.62). Za 3 hodiny od aplikace se v kosti nachází 60% radiofarmaka, 30 % je exkretováno ledvinami a 10 % přetrvává v krvi. Je nutné vědět že zvýšená fyziologická kumulace radiofarmaka se nachází v dlouhých kostech epifyzy, v hrudních obratlích, sakroiliálním skloubení a velkých kloubech. Závisí to hlavně na věku a zdravotním stavu.

Příprava: Na žádance by se měly nacházet informace o aktuálních obtížích, onemocněních mající vazbu k muskuloskeletálnímu systému. Jako jsou úrazy, operace atd. U onkologicky nemocných pacientů pak dynamika nádorových markerů, léčba apod. Důležitá je hydratace před i v průběhu vyšetření. Z důvodu snížení radiační zátěže stěny močového měchýře.

Provedení: Dospělým pacientům se i. v. aplikuje 500-800 MBq ^{99m}Tc – difosfonátu, u dětí se podává aktivita podle tabulek (Koranda et.al.,2014, s.131). Pacient se těsně před vyšetřením zajde vymočit, jinak by plný močový měchýř překrýval kosti pánevní a odloží si v kabině všechny kovové předměty. (Míková et.al.,2008, s.62) Za 2,5-3 hodin od aplikace radiofarmaka probíhá samotné nahrávání (Uher,2015, s.14). U onkologických pacientů je provedena celotělová scintigrafie v přední a zadní projekci (Koranda et.al.,2014, s. 131).

V celém skeletu se sleduje zvýšená akumulace radiofarmaka (Míková et.al.,2008, s.62). V případech zaměření na určitou oblast se doplní SPECT. Jedná se hlavně o páteř, kyčle, nebo lebku. SPECT lépe lokalizuje případné abnormality a poskytuje lepší prostorový kontrast. Dále

je možné využít metodu SPECT/CT, která pomůže spojením funkčních a anatomických obrazů rozeznat maligní a benigní změny (Koranda et.al.,2014, s.132).

Indikace: Maligní onemocnění – primární kostní nádory, metastazování primárního nádoru do skeletu (Montilla-Soler et.al.,2017, s.141). Nemaligní onemocnění – fraktura, pakloub, osteomyelitida, artritida, avaskulární kostní nekróza, infekční a neinfekční uvolnění ortopedické protézy, sportovní onemocnění (entezopatie, únavová zlomenina) (Van den Wyngaert et.al.2016, s.1725-1726).

2.1.1 Třífázová scintigrafie skeletu

Třífázová scintigrafie je vyšetření poskytující informaci nejenom o kostní přestavbě, ale také umožňuje zhodnotit perfuzi v postiženém místě. Za 1–2 minuty od aplikace radiofarmaka nastává tzv. perfuzní fáze, kdy probíhá dynamická scintigrafie a jsou sledovány první průtoky vyšetřované oblasti (Koranda et.al.,2014, s.133). Hned poté následuje tkáňová fáze, kdy za 3-5 minut po aplikaci vzniká statický snímek (Uher,2015, s.14). Zobrazuje časnou akumulaci radiofarmaka v krvi a zčásti v tkáních měkkých. Poslední třetí fází je pozdní fáze, která je provedena za 2-4 hodiny jako klasická cílená nebo celotělová scintigrafie a tomografická scintigrafie SPECT, ev. SPECT/CT

Indikace: Podezření na zlomeninu, osteomyelitidu, únavová zlomenina (Koranda et.al.,2013, s.133).

2.2 Nukleární kardiologie

Nukleární kardiologie se věnuje radionuklidovému vyšetření oběhové soustavy. Tato metoda poskytuje neinvazivním způsobem jedinečné funkční informace, které se doplňují morfologickými informacemi opatřené invazivním vyšetřením, především skrze koronarografii.

2.2.1 Perfuzní scintigrafie myokardu

Perfuzní scintigrafie myokardu je nejčastější vyšetření na poli nukleární medicíny. SPECT je nejvíce dostupná a využívaná neinvazivní metoda hodnotící regionální perfuzi srdce (Koranda et.al.,2014, s.61). Vyšetření se provádí pomocí fyzické nebo farmakologické zátěže. (Věstník MZ ČR,2016, s.233). Lze toto vyšetření provádět i v klidu při zjišťování životaschopnosti myokardu (Koranda et.al.,2014, s.61). Při vyšetření s fyzickou zátěží se pacient snaží dosáhnout zátěže podle jeho věku, aby byl odpovídající nárok na spotřebu kyslíku. Ne vždy se to podaří. Důvody jsou kardiální např. pacient po infarktu myokardu, blokáda levého raménka Tawarova, používané léky, nebo extrakardiální např. astma bronchiale,

onemocnění pohybového aparátu (Míková et.al., 2008, s.18). Starší pacienti nejsou schopni řádné fyzické zátěže. Pak se volí farmakologická zátěž. Nejčastěji se podává selektivní adenosin (Regadenoson). Nicméně fyzická zátěž na bicyklu, nebo běhátku je u většiny pacientů více upřednostňována. Snášitelnost a trvání fyzické zátěže, příznaky vyzorované při fyzické zátěži, EKG změny a hemodynamická odpověď na zátěž. U farmakologické zátěže toto chybí.

Zátěžové SPECT vyšetření perfuze myokardu

Fyzická zátěž pomocí bicyklového ergometru, nebo běhátka zvyšuje koronární cirkulaci. Fyzickou zátěží se rozšiřují cévy vlivem narůstající oxygenové srdeční spotřeby. Zhruba 2krát se zvýší koronární perfuze (Koranda et.al.,2014, s. 63-66).

Příprava: Pacient je nalačno, výjimkou jsou diabetici, kteří mají svůj stravovací režim (Věstník MZ ČR,2016, s.233). Je třeba 48 hodin před vyšetřením vysadit betablokátory, když to není kontraindikováno. Kardiolog určuje vysazení betablokátorů. Pacienti s již zjištěnou ischemickou chorobou srdeční skrze koronarografii, po infarktu, angioplastice, bypassu si s sebou vezmou betablokátor a užijí jej po vyšetření. K vyšetření se používají různé protokoly se zvyšující se zátěží. U bicyklové ergometrie se zpravidla začíná na 20-25 W a postupně se stupňuje zátěž dle výkonu pacienta.

Provedení: Radiofarmakum ^{99m}Tc -MIBI se podává při největší zátěži. Zátěž může způsobit stenokardii, dušnost, EKG změny ST úseku, poruchy srdečního rytmu, snížení krevního tlaku. V takovém případě podáme radiofarmakum a dále se zátěží nepokračujeme. Když tyto příznaky nenastanou, se zátěží se nepřestává a pacient jede dál až do svého osobního maxima. Při přesahu 85% maximální srdeční frekvence se aplikuje radiofarmakum. Maximální tepová frekvence je udávána hodnotou 220 mínus věk pacienta. Pak je žádoucí ještě 1-1,5 minuty v zátěži pokračovat. Poté jsou data nahrávána společně s EKG pomocí dvoudetektorové kamery s detektory v úhlu 90°, nebo novější CZT SPECT kamerou.

Indikace: Podezření na ICHS, posuzování stenóz nalezených koronarografií, zjišťování ischemie po revaskularizaci myokardu, detekce životaschopnosti myokardu s dysfunkční levou srdeční komorou.

Kontraindikace: Akutní koronární syndrom, akutní plicní embolie, nekontrolovatelný vysoký tlak, nedostatečná kompenzace srdečního selhání, vážnější aortální stenóza, nekontrolované poruchy srdečního rytmu (Koranda et.al.,2014, s.63-65,67).

2.3 Scintigrafie plic

Scintigrafie plic se využívá k vyloučení plicní embolie. Plicní embolie je způsobena tromby v plicním řečišti. Zdrojem jsou většinou tromby z žil hlubokých na dolních končetinách, které znemožňují krevní tok do plic. Nediagnostikovaná plicní embolie může být fatální, pokud se nediagnostikuje a neléčí včas. Diagnostika se provádí pomocí CTPA a perfuzně ventilačního skenu. Perfuzní a ventilační scintigrafie využívá perfuzní sken k rozsahu krevní průtokové distribuce a perfuzního skenu k měření vzduchové distribuce v plicích. Obvykle se provádí perfuzní scintigrafie před ventilační (Mirza et.al.,2021). Embolizace do a. pulmonalis je charakterizována perfuzním defektem plicního segmentu bez poruchy ventilace v oblasti defektu perfuze. Při použití SPECT/low-dose CT je na SPECT zřejmý perfuzní defekt středního a většího segmentu a na low-dose CT není zjevný morfologický korelát (Koranda et.al.,2014, s. 86-87).

2.3.1 Perfuzní scintigrafie plic

Princip: Po nitrožilním podání ^{99m}Tc značeného agregátu albuminu je sledováno, jak se radiofarmakum rozloží v plicích, zobrazuje prokrvení plic. Částice lidského albuminu způsobí mikroembolizaci částí plicních kapilár. Částice se nedostanou za přepážku, takže v místech přepážek radiofarmakum nejde vidět. Vyšetření není nebezpečné, protože se ucpává pouze malá část kapilár (Kubinyi et.al.,2018, s.218-219).

Radiofarmaka: Nejčastěji se používá ^{99m}Tc -MAA. Jedná se o částice makroagregátu albuminu značené ^{99m}Tc . Po i. v. podání částice cestují pravou síní a komorou myokardu. Hned po plicním průtoku jsou oddělena plicním řečištěm. Oblasti se sníženou perfuzí jsou zobrazovány jako fotopenická ložiska. Poté jsou částice mechanicky degradovány a fragmentovány. Biologický poločas v plicích je zhruba 4-6 hodin. Aplikace ideálního počtu částic je důležitým faktorem pro zdařilé provedení vyšetření. Je potřeba aplikovat alespoň 100tisíc částic. Optimálně se aplikuje 200-300 tisíc částic.

Provedení: Radiofarmakum se podává ležícímu pacientovi, protože rozdílný hydrostatický tlak v plicích může ovlivnit perfuzi plic. Pokud je pacient ve vzpřímené poloze, tak se vlivem gravitace v bazální plicní oblasti rozšíří krevní řečiště. Tato část plic je více prokrvená než apikální část (Koranda et.al., s.84-86). Po intravenózní aplikaci se provádí planární nebo tomografická scintigrafie SPECT ev. SPECT/CT (Kubinyi et.al,2018, s.219). Planární ve formě statických scintigramů v základních 4–6 projekcích přední, zadní a šikmé. SPECT je ideální provádět v režimu SPECT/low-dose CT, protože low-dose CT nabízí informace o tvarových rozdílech plicního parenchymu o nízké radiační zátěži.

2.3.2 Ventilační scintigrafie plic

Princip: Zobrazení distribuce vdechovaného radioaktivního plynu $^{81\text{m}}\text{Kr}$. Normálním dýcháním se plyn homogenně rozmístí v plicních sklípcích a zobrazuje rozložení sklípkové ventilace.

Radiofarmaka: Jsou rozdělena na aerosoly a radioaktivní plyny. Aerosoly se dále dělí na kapalnou a pevnou fázi. V České republice se používají radioaktivní plyny. Nejčastěji využívaným plynem je krypton. I přes jeho krátký poločas 13 sekund vytváří hodnotný ventilační scintigram (Koranda et.al.,2014, s.85-86).

Provedení: Pacient vdechuje plynné radiofarmakum z uzavřeného okruhu a zároveň se planárně nebo SPECT ev. SPECT/CT snímá plicní oblast (Kubinyi et.al.,2018, s.219). Dýchací okruh obsahuje třicestný ventil, který poskytuje lepší vdechování radiofarmaka. (Koranda et.al.,2014, s.85-86). Za normálních podmínek se zobrazí homogenní rozložení radiofarmaka v plicích, pokud je porušena ventilace, určitá část plic se nezobrazí (Kubinyi,2018, s.219).

2.4 Scintigrafie ledvin

Scintigrafie ledvin zobrazuje funkční informace o ledvinách a močových cestách. Při vyšetřování a pozorování vývoje poškození urogenitálního systému jsou tyto informace spojeny s údaji o morfologii ledvin, které jsou opatřeny skrze sonografii, eventuálně pomocí jiného radiodiagnostického vyšetření. Získané údaje z morfologického a funkčního vyšetření se vzájemně propojují.

2.4.1 Statická scintigrafie ledvin

Princip: Zobrazení funkce ledvinného parenchymu.

Radiofarmaka: Nejčastěji užívaným je $^{99\text{m}}\text{Tc-DMSA}$ vychytávající se buňkami v proximálním tubulu ledviny. Malá část radiofarmaka je vyloučena z organismu, která přechází z glomerulu do primární moči. Výsledkem vyšetření je 60 % kumulovaného radiofarmaka v ledvinné kůře.

Příprava: Základem správného scintigrafického vyšetření je dostatečná hydratace pacienta. Pacient vypije půl hodiny před vyšetřením půl litru vody. U dětí je množství podmíněno hmotností. Někdy zdravotní stav nedovolí podání tekutiny per os, pak se volí i. v. podání infuzí. Při nedostatku tekutiny dochází ke hromadění moči společně s radiofarmakem v kalichopánvičkovém systému ledviny a tím jsou znehodnoceny informace scintigrafie ledvin. Důležité je, aby se pacient před vyšetřením vymočil, aby nedocházelo ke zpomalení, či zastavení odtoku z kalichopánvičkového systému ledviny. Při vyšetření dítěte je

snahou vytvořit klidné podmínky a omezit rušivé děje, které na něj působí, aby nebylo nutné mu podávat sedativa. Podání narkotik není na místě, protože může být ovlivněna motilita močových a také průběh ledvinné drenáže. Dalším negativem narkotik je nedostatečná hydratace před vyšetřením. Nejvíce děti reagují na i. v injekce. Před samotnou aplikací je vhodné potřít místo aplikace znečistlivujícím krémem (Koranda et.al.,2014, s.90-93).

Provedení: 3 hodiny po i. v. aplikaci radiofarmaka ^{99m}Tc – DMSA se provádí planární zobrazení ve 4 projekcích, eventuálně tomografická scintigrafie SPECT (Kubinyi et.al.,2018, s.220).

Indikace: Přesné stanovení poměru funkce levé a pravé ledviny, hodnocení ložiskového procesu ledvin, hodnocení ledvinného tvaru, uložení a velikosti, zjištění ektopické ledviny.

2.4.2 Dynamická scintigrafie ledvin

Princip: Hodnocení funkce parenchymu ledvin a drenáže navazujícího KPS ledvin.

Radiofarmaka: Používá se ^{99m}Tc -MAG3 a ^{99m}Tc – DTPA. Hlavně tubulární sekrecí je ^{99m}Tc – MAG3 exkretována do moči. Tato sloučenina je z 90 % v plazmě navázána na transportní bílkoviny, takže podíl glomerulární filtrace vzhledem k její celkové exkreci je nepodstatný. Až 50% radiofarmaka přitékající ledvinou tepnou se vychytává ledvinami při jednom plazmovém průtoku. ^{99m}Tc -DTPA je vylučována výhradně glomerulární filtrací. Zhruba 20% radiofarmaka při jednom ledvinovém průtoku se vyloučí do moči. Když se tyto radiofarmaka srovnají, lze vidět že ^{99m}Tc – MAG3 je rychleji vylučováno, takže koncentrace v ledvinách a moči je vyšší než u ^{99m}Tc -DTPA. Naopak ^{99m}Tc -MAG 3 má vyšší kontrast zobrazovaných struktur a okolních tkáních a zajišťuje kvalitnější scintigrafický obraz než ^{99m}Tc -DTPA.

Provedení: Pacient je obvykle vyšetřován vleže. Ihned po i. v aplikaci ^{99m}Tc – MAG3 nebo ^{99m}Tc -DTPA se ve 10 s intervalech snímá ledvinná oblast. Detektor scintilační kamery je umístěn zezadu na ledvinnou oblast, od baze srdce po močový měchýř (Koranda et.al.,2014.s.90,93,100-101). Snímání probíhá 30minut. Poté se pacient zajde vymočit a následuje krátké statické snímání ke kontrole případného zadržení radiofarmaka v ledvinách (Kubinyi et.al.,2018, s.221).

Indikace: Současné hodnocení funkce ledvin a určení místa poruchy funkce ledviny a drenáže ledvin. Porucha drenáže ledvin se schopností stanovení úrovně překážky.

Dynamická scintigrafie s furosemidovým testem

Princip: Toto vyšetření slouží k diagnostice hydronefrózy a odlišení KPS v důsledku obstrukce cest močových.

Radiofarmakum: ^{99m}Tc – MAG 3

Provedení: V běžném případě se využívá metoda F+20, kdy se aplikuje furosemid ve 20 minutě vyšetření. Výhodou této metody je možnost samostatného zhodnocení průběhu drenáže za bazálních podmínek a také při působení diuretika. Další je metoda F0, kdy se podává radiofarmakum a furosemid bezprostředně za sebou. V těchto dvou metodách se může stát, že je radiofarmakum odplaveno z KPS ještě před maximálním dosažením diuretického efektu, který je 10 minut po i. v podání. Třetí metodou je metoda F-15, kdy se furosemid podává 15 minut před začátkem dynamické studie. Tato metoda spolehlivě posoudí drenáže v období maximální diuretické zátěže a je důležitá při podezření na obstrukci, která je při maximálním močovém loadu urodynamicky významná. Efekt diuretika se hodnotí na základě průběhu nefrotické křivky v době působení furosemidu. Při obstrukci močových cest se křivka poklesu poměrně neurychluje. Pro přesnější hodnocení se využívají kvantitativní parametry. „*Nejjednodušším příkladem je tzv. poločas odtoku radiofarmaka, což je doba, za kterou odteče polovina radiofarmaka ze zvětšeného kalichopánvičkového systému*“ (Koranda et.al.,2014, s.96-97).

2.5 Detekce sentinelové uzliny u karcinomu prsu

Princip: Označení sentinelové uzliny neboli první spádové uzliny sbírající lymfu z oblasti tumoru a následná exstirpace. Zobrazí se pomocí ^{99m}Tc -nanokoloidu, který se aplikuje peritumorózně do mízního povodí do oblasti vlastního tumoru. ^{99m}Tc -nanokoloid se šíří mízním systémem do stejné spádové uzliny jako buňky tumoru. Sentinelová uzlina se pomocí scintigrafie rychle vyhledá. Jestli jsou metastatické buňky v sentinelové uzlině či nikoliv, má vliv na rozsah operace. Definuje rozsah nádoru a také prognózu pacientky.

Provedení: Po aplikaci radiofarmaka se provádí 15 minut dynamická studie zaměřená na axily a poté se doplní statický planární sken zacílený na axily a sousední části hrudníku. Mezi statickými skeny si pacient masíruje místo vpichu pro rychlejší průtok radiofarmaka do lymfatických cest. Převážná část sentinelových uzlin je zobrazena do 60 minut od aplikace RF. Hned po zobrazení sentinelové uzliny se doplní SPECT ev. SPECT/CT. Vyšetření se většinou provádí jako dvoudenní protokol, kdy je uzlina označena den před operací a na druhý den, tj. operační se zkontroluje.

Indikace: Ženy, výjimečně muži s nehmotnými prsními tumory náhodně zjištěné při preventivním screeningu (Malán,2016, s.153-155).

2.6 Endokrinologie

Celkovou funkcí endokrinních žláz obvykle zkoumají laboratorní imunoanalytické metody. Scintigrafické metody umožňují zobrazit rozložení funkční aktivity žlázy s vnitřní sekrecí, nebo určuje umístění ektopického zdroje tvorby hormonů (Koranda et.al.,2014, s.175).

2.6.1 Scintigrafie štítné žlázy

Princip: Zobrazení funkce parenchymu štítné žlázy.

Příprava: Pacient vysadí léky s obsahem jódu, tj. amiodaron, axpetorancia aj., dezinfekční prostředky, které se používají na pokožku např. jodisol. a rentgenové KL. Zpravidla 2-3.měsíce před vyšetřením (Koranda et.al.,2014, s.179).

Provedení: Po i. v. aplikaci radiofarmaka $^{99m}\text{TcO}_4^-$ se za 30 minut provádí scintigrafie a podle potřeby se dodělá tomografická scintigrafie SPECT (Kubinyi et.al.,2018, s.224). Statické scintigramy se provádějí v přední a eventuálně v předních šikmých projekcích. Využívá se kolimátor pinhole k docílení lepšího prostorového rozlišení. Nevýhodou tohoto kolimátoru je delší čas záznamu, protože jsou použity pouze gama fotony, které procházejí pouze jedním malým otvorem. Druhou nevýhodou je velikost obrazu zobrazovaného orgánu, která je úměrná vzdálenosti od čela kolimátoru. Nelze zhodnotit reálnou velikost vyšetřovaného orgánu a je z části zkreslen a obraz je převrácen.

Indikace: Zvýšená činnost štítné žlázy, zjišťování funkční aktivity uzlu v glandula thyreoidea. Zkoumání po ektopii štítné žlázy, či retrosternální struma. autonomní adenom (Koranda et.al.,2014, s.28,179).

2.6.2 Scintigrafie příštítných tělísek

Scintigrafie příštítných tělísek se kombinuje dvěma principy:

Subtrakční scintigrafie

Srovnává scintigram po podání $^{99m}\text{Tc-MIBI}$, který vycytává štítnou žlázu a příštítná tělíška a $^{99m}\text{Tc O}_4^-$ zobrazující funkční tyreoidální tkáň. Odečtení prvního scintigramu od druhého získáme oblast s nadbytkem akumulovaného radiofarmaka, která s velkou pravděpodobností signalizuje zmnožené paratyreoidální tkáň (Koranda et.al.,2014, s.184).

Dvoufázová scintigrafie ^{99m}Tc -MIBI

Provedení: Pacient je i. v. naaplikován ^{99m}Tc -MIBI a za 10 minut se nahrává 1.scintigram, kde se zobrazí štítná žláza a patologické příštítné tělísko. Další scintigramy se na hrávají za 0,5,1,2 hodiny, kde se relativně rychle vyplavuje radiofarmakum z parenchymu štítné žlázy, ale aktivita v příštítném tělísku nadále zůstává. Scintigraficky se zobrazí zvětšená příštítná tělíska. Normální příštítná tělíska zobrazit nelze (Hnízdil,2013, s.254). Poté se doplní SPECT ev. SPECT /CT pro přesnou prostorovou lokalizaci.

Indikace: Hyperparathyreóza a její následná exstirpace, paratyreoidální adenom (Koranda et.al.,2014, s.184-185).

2.7 Scintigrafie značenými leukocyty

Princip: Zobrazení místa kumulace bílých krvinek. Průkaz koncentrace bílých krvinek v zánětlivém ložisku. Podmínkou vyšetření je zachování životaschopnosti bílých krvinek během procesu značení.

Radiofarmaka: ^{99m}Tc – HMPAO. Je to lipofilní látka, která se po proniknutí buněčnou membránou promění na hydrofilní sloučeninu a ta je fixována dovnitř bílých krvinek. Místo zánětu se zobrazí díky aktivní migraci značených bílých krvinek. Fixace ^{99m}Tc – HMPAO na bílé krvinky je nestabilní a z části se uvolňují hydrofilní komplexy, které jsou pak vylučovány ledviny a v specifickém rozestupu i játry do žluči (Koranda et.al.,2014, s.166-167).

Provedení: Pacientovi se odebere krev a označí se ^{99m}Tc a poté zpět aplikují do oběhové soustavy. Kvůli koncentraci radiofarmaka v břišní oblasti se provádí scintigrafie do 1 hodiny od aplikace. Po 4 hodinách od aplikace se provede celotělové snímání, podle potřeby i v delším časovém odstupu. Dodělá se tomografická scintigrafie SPECT/CT místa zánětu (Kubinyi et.al.,2018, s.225). Ve většině případů snímání probíhá i za 24 hodin.

Indikace: Horečka neznámého původu, absces, zánět kostní dřeně periferního skeletu, méně často centrálního skeletu, septické uvolnění endoprotézy, infekce cévních štěpů. (Koranda et.al.,2014, s.167).

2.8 Scintigrafie mozkové perfuze

Princip: Zobrazení mozkové perfuze prostřednictvím i. v. aplikovaného lipofilního radiofarmaka, které se vycytává v mozku. Množství akumulovaného radiofarmaka v šedé hmotě mozkové zaleží na množství mozkové perfuze (Koranda et.al.,2014, s.104-105).

Radiofarmaka: Nejpoužívanější radiofarmaky pro SPECT jsou ^{99m}Tc – ECD a ^{99m}Tc -HMPAO. Radiofarmaka se aplikují intravenózně a pasivně pronikají z cévního mozkového

řechť hemoencefalickou bariérou. P stupuj  do mozkových buněk, kde jsou p em nov ny na hydrofilní sloučeniny, kter  již nemají možnost proniknout zpět do plazmy. Vychyt vaj  se v  iv  tkáni mozkové zejména podm n n  prokrvením jednotlivých časti mozku (Orel et.al.,2017, s.103).

Provedení: Za 20-60 minut od podání radiofarmaka se provádí tomografick  scintigrafie SPECT (Kubinyi et.al.,2018, s. 219).

Indikace: Epilepsie, diferenciální diagnostika demence, zji ov n  poruch mozkové perfuze. Dále cerebrovaskulární onemocnění a mozkové smrt. (Koranda et.al.,2014, s.107)

Závěr

Pro tvorbu bakalářské práce jsem si zvolila téma zobrazovací metody v nukleární medicíně. Cílem bylo poskytnout poznatky o zobrazovacích metodách. Pro dosažení cíle byly formulovány tyto 2 otázky: Jaké jsou publikované poznatky o zobrazovacích metodách nukleární medicíny. Jaké jsou publikované poznatky o scintigrafických vyšetřeních. Téma je aktuální, neustále se vyvíjí nové a dokonalejší zobrazovací metody. U mnohých základních zobrazovacích metod se upouští a nahrazuje se metodami, které jsou více senzitivní a specifické. Tato práce shrnuje komplexně všechny potencionálně použitelné zobrazovací metody. Přínosem scintigrafických zobrazovacích metod je poskytnutí funkčních informací v organismu. Funkční poruchy často předchází poruchy strukturální, proto se doplňují hybridní zobrazovací metody. Způsob zobrazení jednotlivých diagnostických scintigrafických metod se liší na základě místních zvyklostí pracoviště. Radionuklidy a radiofarmaka se na poli nukleární medicíny stále používají a vznikají nové.

Tyto informace by mohly být přínosné pro lidi, kteří se s oborem nukleární medicíny nikdy neseťkali, nebo o tomto oboru něco málo vědí, ale chtějí si své znalosti o těchto zobrazovacích metodách rozšířit. Dále jsou tyto informace pro pacienty, kteří se na scintigrafické vyšetření chystají a mají zájem se dozvědět základní informace.

Referenční seznam

1. ADAM, Jan, ANDRES, Pavel, ČERMÁKOVÁ, Martina, BOLČÁK, Karol, DEMLOVÁ, Regina, ZDRAŽILOVÁ, DUBSKÁ, Lenka, SEDLÁČKOVÁ, Šárka a VALÍK, Dalibor, 2009. Nová radiofarmaka a aplikace pozitronové emisní tomografie na Masarykově onkologickém ústavu v Brně. *Klinická onkologie* [online]. **22**(3), 94-97 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0862-495X. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/150/3487.pdf>
2. ADAM, Jan, KADERÁVEK, Jan, KUŽEL, Filip, VAŠINA Jiří a ŘEHÁK, Zdeněk, 2014. Current Trends in Using PET Radiopharmaceuticals for Diagnostics in Oncology. *Klinická onkologie* [online]. **27**(Suppl 1), S129-S136 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0862495X. Dostupné z: doi:10.14735/amko20141S129
3. ADAM, Jan, ŘEHÁK, Zdeněk a KOZÁKOVÁ Šárka, 2020. Využívání nových PET radiofarmak v onkologické diagnostice. *Profi medicína* [online]. **5**(1), 10-11 [cit. 2021-02-06]. ISSN 2571-2527. Dostupné z: <https://zezdravotnictvi.cz/profi-medicina/vyuzivani-novych-pet-radiofarmak-v-onkologicke-diagnostice/>
4. BAXA, Jan, 2015. PET/MRI ve Fakultní nemocnici v Plzni. In: *radiologieplzen.eu: informační portál Kliniky zobrazovacích metod* [online]. Plzeň: radiologieplzeň. 23.2. [cit. 2021-02-04]. Dostupné z: <https://radiologieplzen.eu/petmri-ve-fakultni-nemocnici-v-plzni/>
5. BEUTHIEN-BAUMANN, B., 2018. PET-Basics. *Der Radiologe* [online]. **58**(5), 487-500 [cit. 2021-02-05]. ISSN 0033-832X. Dostupné z: doi:10.1007/s00117-018-0380-x
6. BĚLOHLÁVEK, Otakar a FENCL, Pavel, 2004. Hybridní zobrazování výpočetní a pozitronovou emisní tomografií. *Medicína pro praxi* [online]. (2), 87-89 [cit. 2021-02-05]. ISSN 1214-8687. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/med/2004/02/09.pdf>

7. FERDA, Jiří, 2015. *Inovativní zobrazovací metody*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-186-5.
8. FERDA, Jiří, FERDOVÁ, Eva a BAXA, Jan, 2017. Hybridní zobrazení PET/MR. *Česká radiologie* [online]. **71**(4), 353-362 [cit. 2021-02-05]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1704_353_362.pdf
9. FERDA, Jiří, MÍRKA, Hynek, BAXA, Jan a MALÁN, Alexander, 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-164-3.
10. HNÍZDIL, Luděk, PROCHÁZKOVÁ, Ivana, JEDLIČKA, Václav, ŽÁK, Jan, KALÁČ, Jan, WECHSLER, Jan a ČAPOV, Ivan, 2013. Adenom přístítného tělíska. *Onkologie* [online]. **7**(5), 252-255 [cit. 2021-02-05]. ISSN 1802-4475. Dostupné z: <https://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2013/05/12.pdf>
11. HUŠÁK, Václav, 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2350-0.
12. HUŠÁK, Václav, KORANDA, Pavel, MYSLIVEČEK, Miroslav, KAMÍNEK, Milan, a PTÁČEK, Jaroslav, 2019. Fyzikální základy zobrazování v nukleární medicíně a radiační ochrana. In: *Portál Lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci* [online]. 23.9. [cit. 2021-01-25]. Dostupné z: <https://mefanet.upol.cz/clanky.php?aid=35>
13. HUTYRA, Martin, SKALA, Tomáš, KAMINEK, Milan a ZAPLETALOVA, Jana, 2010. COMPARISON OF LEFT VENTRICULAR VOLUMES AND EJECTION FRACTION ASSESSMENT BY TWO-DIMENSIONAL ECHOCARDIOGRAPHY COMPARED WITH GATED MYOCARDIAL SPECT IN PATIENTS WITH

- ISCHEMIC CARDIOMYOPATHY. *Biomedical Papers* [online]. **154**(1), 47-54 [cit. 2021-02-07]. ISSN 12138118. Dostupné z: doi:10.5507/bp.2010.010
14. KAMÍNEK, Milan, METELKOVÁ, Iva, BUDÍKOVÁ, Miroslava, HENZLOVÁ, Lenka, BURIÁNKOVÁ, Eva, FORMÁNEK, Radim, KINCL, Vladimír, OSTŘANSKÝ, Jiří, HUTYRA, Martin a SOVOVÁ, Eliška, 2013. Kvantitativní SPECT myokardu v diagnostice ischemické choroby srdeční: validace nálezů pomocí koronarografie. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. **12**(2), 66-69. [cit. 2021-02-07]. ISSN 1213-807X. Dostupné z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2013/02/04.pdf>
15. KAMÍNEK, Milan, METELKOVÁ, Iva, BUDÍKOVÁ, Miroslava, HENZLOVÁ, Lenka, KORANDA, Pavel, KINCL a DROZDOVÁ, Adéla, 2015. Prognostic value of stress-only and stress-rest normal gated SPECT imaging: higher incidence of cardiac hard events in diabetic patients who underwent full stress-rest imaging. *Biomedical Papers* [online]. **159**(3), 455-459 [cit. 2021-02-07]. ISSN 12138118. Dostupné z: doi:10.5507/bp.2014.024
16. KAMÍNEK, Milan, METELKOVÁ, Iva, BUDÍKOVÁ, Miroslava a LANG, Otto, 2010. Advances in myocardial perfusion and left ventricular function imaging using single photon emission tomography. *Cor et Vasa* [online]. **52**(9), 513-522 [cit. 2021-02-07]. ISSN 00108650. Dostupné z: doi:10.33678/cor.2010.138
17. KOLEKTIV ONM A PET/CT KNTB, 2012. Informace pro odbornou veřejnost PET/CT pracoviště. *Nemocnice Tomáše Bati ve Zlíně* [online]. Zlín: Krajská nemocnice T. Bati, a. s. [cit:2021-01-24] Dostupné z <http://www.kntb.cz/informace-pro-odbornou-verejnost-pet-ct>.
18. KORANDA, Pavel, 2014. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4031-6.

19. KUBINYI, Jozef, SABOL, Josef a VONDRÁK, Andrej, 2018. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0168-9.
20. KUPKA, Karel, KUBINYI, Josef a ŠÁMAL, Martin, 2015. *Nukleární medicína*. 6. vydání (2. vydání v Nakladatelství P3K). Praha: P3K. ISBN 978-80-87343-54-8.
21. MALÁN, Alexander, 2016. Problematika detekce sentinelové uzliny u karcinomu prsu. *Postgraduální medicína*. **18**(2), 153-155. ISSN 1212-4184. Dostupné také z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/problematika-detekce-sentinelove-uzliny-u-karcinomu-prsu-481951>
22. MALÍKOVÁ, Hana, 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-4036-5.
23. Medical Tribune, 2015. Nejlépe vybavené pracoviště zobrazovacích metod najdete v Plzni. *Medical Tribune. Remedia* [online]. **11**(10), 19.5. [cit.2021-01-24]. ISSN 1214-8911. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/36094-nejlepe-vybavene-pracoviste-zobrazovacichmetod-najdete-v-plzni>
24. MÍKOVÁ, Vlasta, ed., 2008. *Nukleární medicína: průřez vyšetřovacími metodami v oboru nukleární medicína*. Praha: Galén. Care. ISBN 978-80-7262-533-8.
25. MIRZA, Hasan a HASHMI, Muhammad, F., 2020. Lung Ventilation Perfusion Scan (VQ Scan). In: *StatPearls* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, Oct 24.[cit.2021-02-06]. PMID: 33232086. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564428>

26. MONTILLA-SOLER, Jaime, L. a MAKANJI, Rikesh, 2017. Skeletal Scintigraphy. *Cancer Control* [online]. **24**(2), 137-146 [cit.2021-02-06]. ISSN 1073-2748. Dostupné z: doi:10.1177/107327481702400206
27. NAVRÁTIL, Leoš a ROSINA, Josef, 2005. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1152-4.
28. ODDSTIG, Jenny, MARTINSSON, Elin, JÖGI, Jonas, ENGBLOM, Henrik a HINDORF, Cecilia, 2019. Differences in attenuation pattern in myocardial SPECT between CZT and conventional gamma cameras. *Journal of Nuclear Cardiology* [online]. **26**(6), 1984-1991 [cit. 2021-04-05]. ISSN 1071-3581. Dostupné z: doi:10.1007/s12350-018-1296-6
29. OREL, Miroslav a PROCHÁZKA, Roman, 2017. *Vyšetření a výzkum mozku: pro psychology, pedagogy a další nelékařské obory*. Praha: Grada. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-5539-7.
30. Radionuklidovy-generator-81rb-81mkr-spc, 2016. In: *Státní úřad pro kontrolu léčiv* [online]. 6 s. [cit.2021-02-28]. Dostupné z: <http://www.sukl.cz/modules/medication/download.php?file=SPC94935.pdf&type=spc&as=radionuklidovy-generator-81rb-81mkr-spc>
31. SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
32. Standardy zdravotní péče - „Národní radiologické standardy – nukleární medicína." Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických postupů (standardů) na diagnostických a terapeutických pracovištích nukleární medicíny v České republice, 2016. *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky* [online]. 26.1., **2016**(2), 203-364 [cit.2021-02-28]. ISSN 1211-0868. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/wp->

[content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf](https://www.radiomedic.cz/content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf)

33. ŠVECOVÁ, Helena, 2015. Radionuklidový generátor 81Rb/81mKr. In: *RadioMedic* [online]. [cit. 2021-02-28]. Dostupné z: <https://www.radiomedic.cz/odborne-info/radionuklidovy-generator-81rb81mkr/>
34. TICHÝ L., 2009. Vyšetřovací metoda PET/CT. *Medicína pro praxi* [online]. **6** (1), 46–49 [cit. 2021-02-28]. ISSN 1214-8687. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2009/01/11.pdf>
35. UHER, I., 2013. Základní orientace ve vyšetřeních nukleární medicíny aneb diagnostické a léčebné postupy v nukleární medicíně. *Practicus* [online]. **12**(5), 14–16 [cit.2021-02-09] ISSN 1213-8711. Dostupné z: <http://www.practicus.eu/data/Practicus2013/practicus2013-05.pdf>
36. UL-HASSAN, Fahim a COOK, Gary, J., 2012. PET/CT in oncology. *Clinical Medicine* [online]. **12**(4), 368-372 [cit. 2021-02-04]. ISSN 1470-2118. Dostupné z: doi:10.7861/clinmedicine.12-4-368
37. VAN DEN WYNGAERT, T., STROBEL, K., KAMPEN, W., U., et al., 2016. The EANM practice guidelines for bone scintigraphy. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* [online]. **43**(9), 1723-1738 [cit. 2021-02-04]. ISSN 1619-7070. Dostupné z: doi:10.1007/s00259-016-3415-4
38. VENDIŠ, Tomáš a BAXA, Jan, ©2007-2021. průvodce PET/CT. In: *radiologieplzen.eu: informační portál Kliniky zobrazovacích metod* [online]. Plzeň: radiologieplzeň. [cit. 2021-02-04]. Dostupné z: <https://radiologieplzen.eu/pruvodce-petct/>

39. VENDIŠ, Tomáš a BAXA, Jan, ©2007-2021. průvodce vyšetření na PET/MR. In: *radiologieplzen.eu: informační portál Kliniky zobrazovacích metod* [online]. Plzeň: radiologieplzeň. [cit. 2021-02-04]. Dostupné z: <https://radiologieplzen.eu/pruvodce-vysetrenim-na-petmr/>
40. VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.
41. VOTRUBOVÁ, Jana, 2009. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-619-9.

Seznam zkratek

2 D	dvojměrný
3 D	trojměrný
AC	attenuation correction
APD	perorální diabetika
BGO	bismut germanát
CT	výpočetní tomografie
CZT	cadmium zinek telur
DMSA	DiMercaptoSuccinic Acid
DOPA	dihydroxyphenylalanine
DTPA	diethylenetriaminepentaacetic
ECD	etyl – cysteinát-dimer
EDV	endiastolický objem
EKG	elektrokardiogram
ESV	endsystolický objem
FBP	filtered back projection
FDG	fluorodeoxyglukóza
FLT	fluorothymidin
GSO	gadolinium oxyorthosilikát
HMPAO	hexamethyl propylene amine oxime
HR	high resolution
HS	high sensitivity
ICHS	ischemická choroba srdeční
i.v.	intravenózně
KL	kontrastní látka
LK	levá komora
LSO	lutecium oxyorthosilikát
MAA	makroagregáty albuminu
MAG3	mercaptoacetyltriglycine
MIBI	methoxyisobutylisonitril
MR	magnetická rezonance
OSEM	ordered subsets expectation maximization
PAD	perorální antidiabetika

PET	pozitronová emisní tomografie
RF	radiofarmakum
SPECT	jednofotonová emisní tomografie
SUKL	státní úřad pro kontrolu léčiv
TID	transient ischemic dilatation

Seznam obrázků

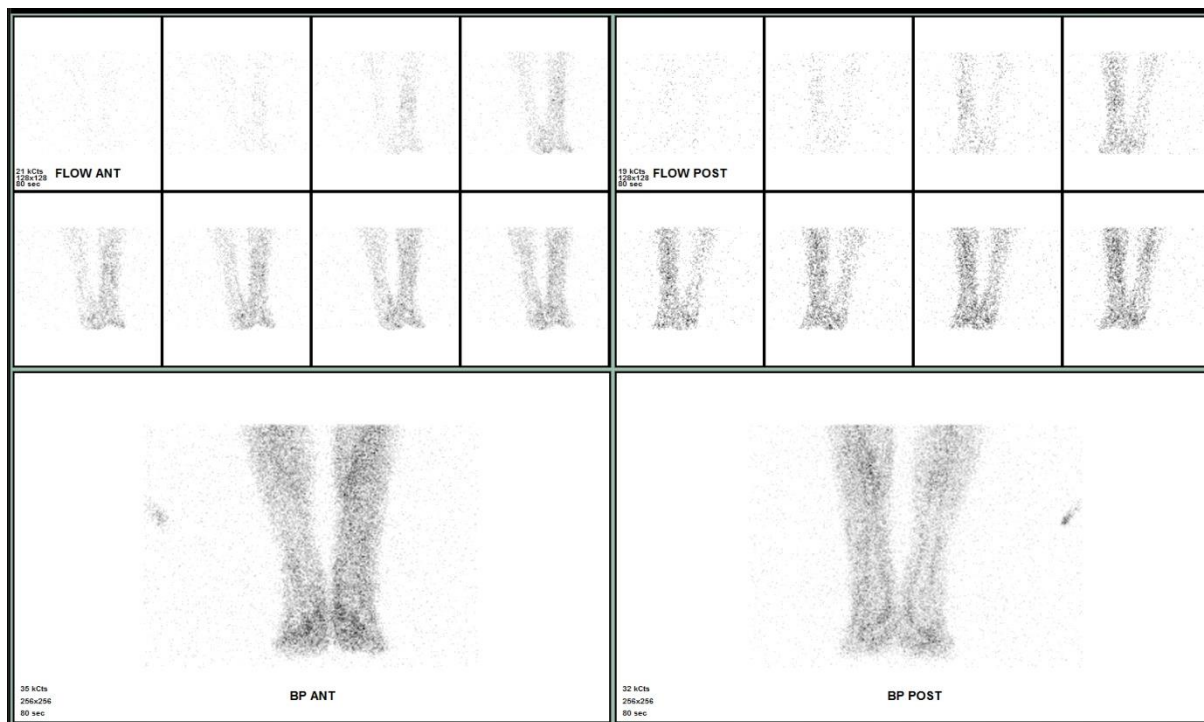
Obrázek 1: Typy kolimátorů	15
Obrázek 2: Scintilační spektra monoenergetického záření gama při aplikovaném radiofarmaku a v otevřené nádobě.....	16

Seznam příloh

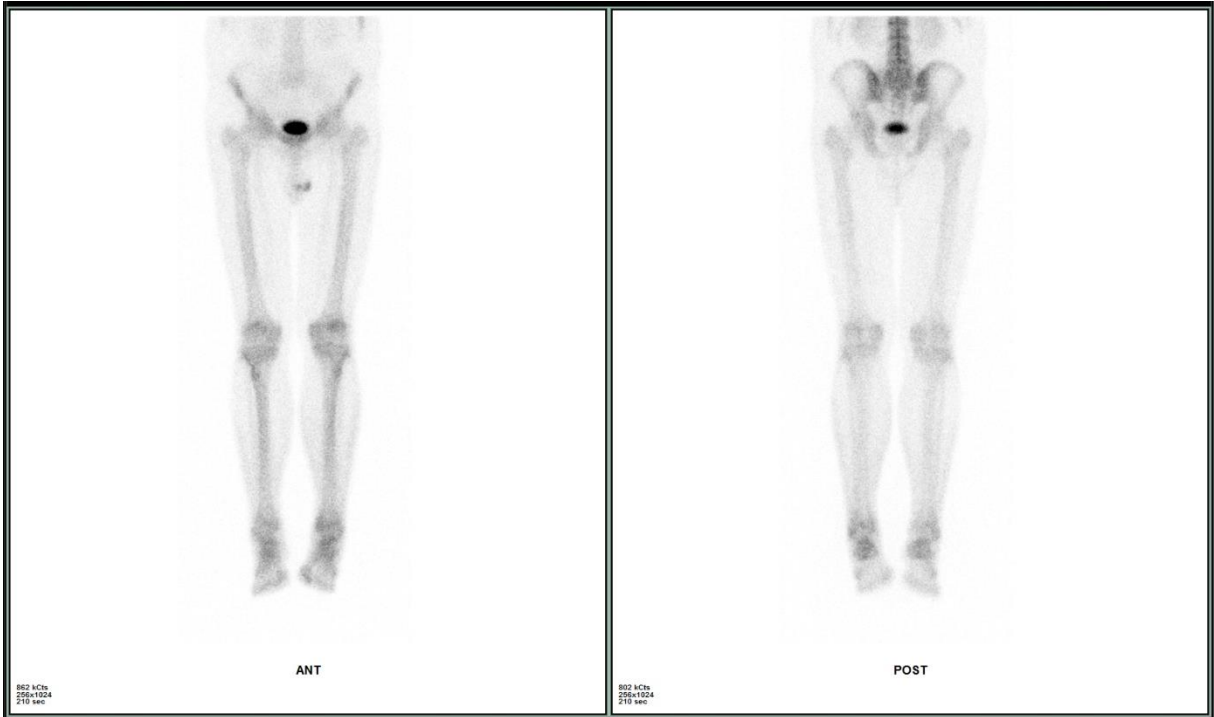
Příloha 1: Třífázová scintigrafie skeletu	55
Příloha 2: Perfuzní a ventilační scintigrafie plic	58
Příloha 3: Statická a dynamická scintigrafie ledvin	59
Příloha 4: Detekce sentinelové uzliny	61
Příloha 5: Scintigrafie štítné žlázy a příštítných tělísek	62
Příloha 6: Scintigrafie značenými leukocyty	65
Příloha 7: Perfuzní scintigrafie mozku	67

Přílohy

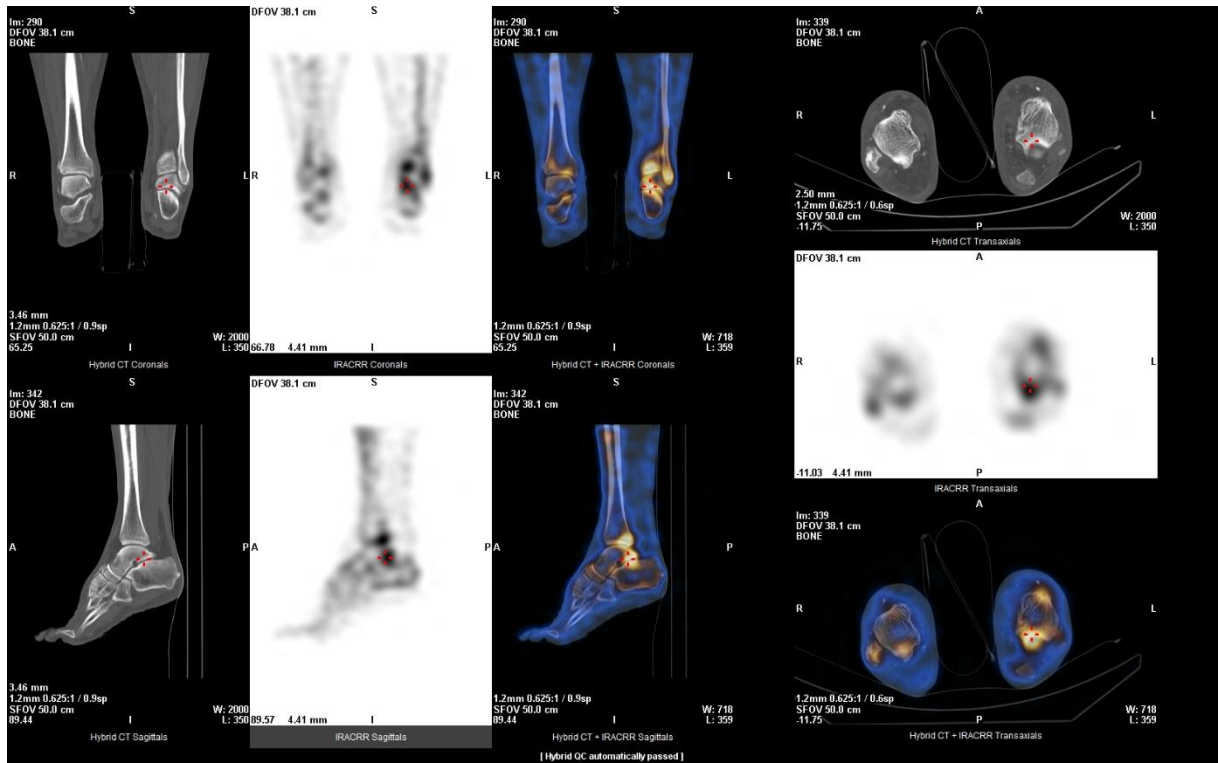
Příloha 1: Třífázová scintigrafie skeletu



Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

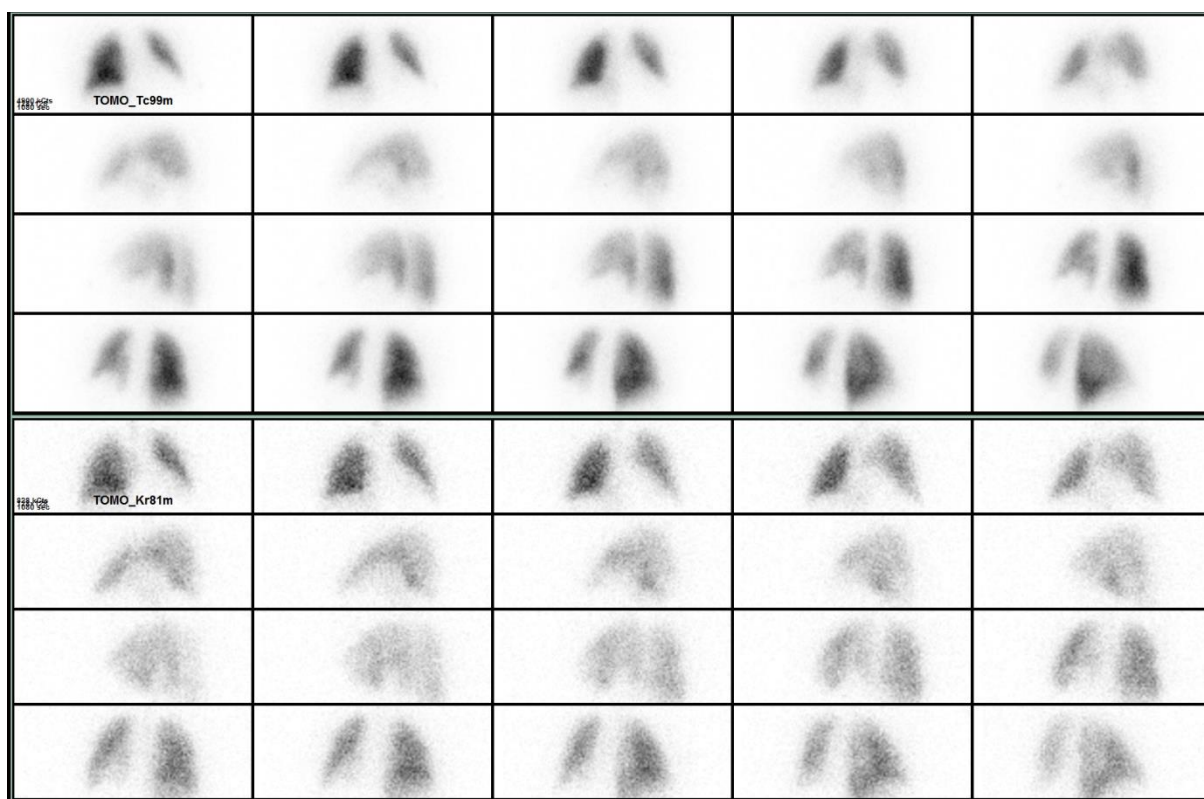


Zdroj: archiv KNM FN Olomouc



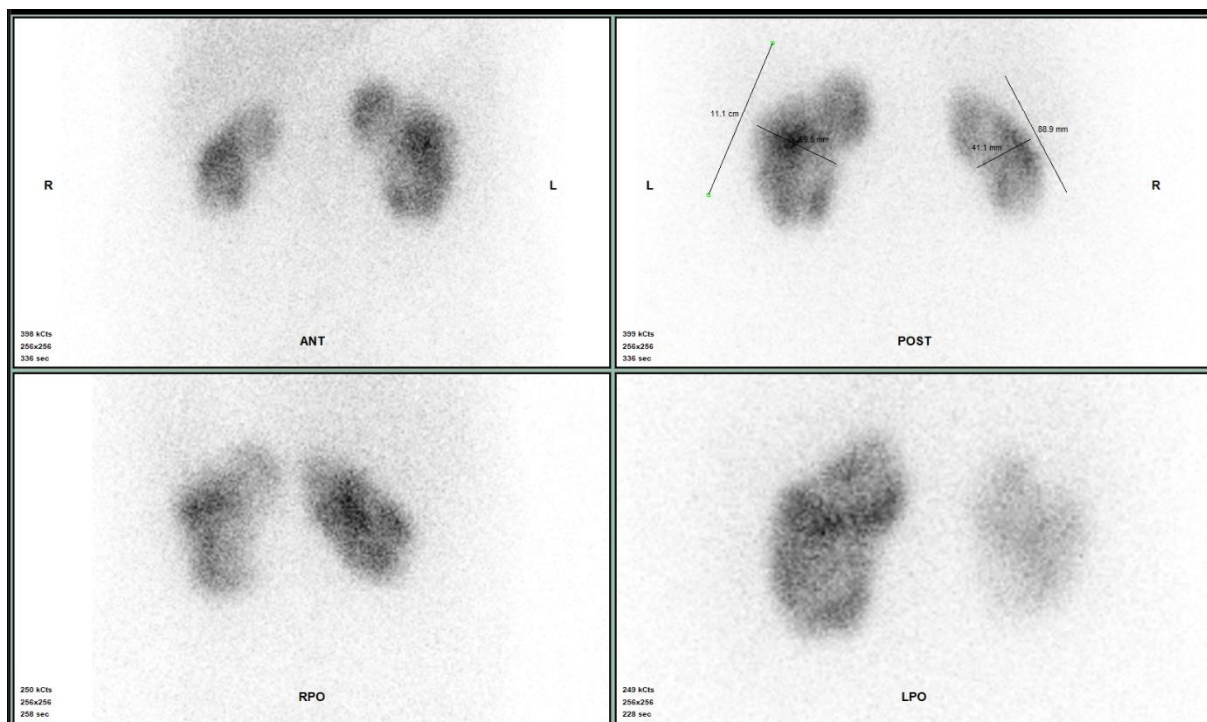
Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

Příloha 2: Perfuzní a ventilační scintigrafie plic

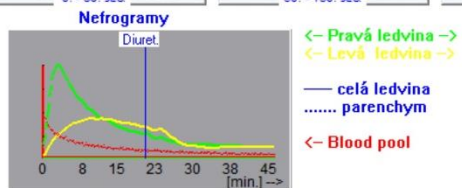
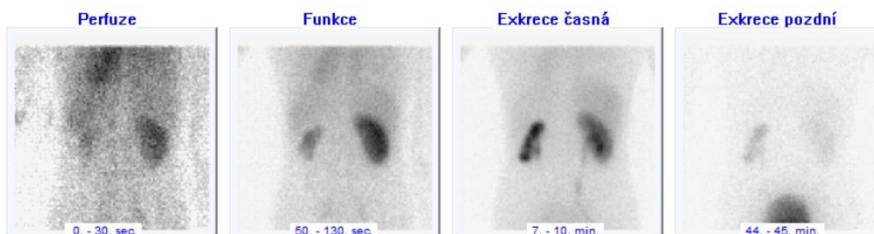


Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

Příloha 3: Statická a dynamická scintigrafie ledvin



Zdroj: archiv KNM FN Olomouc



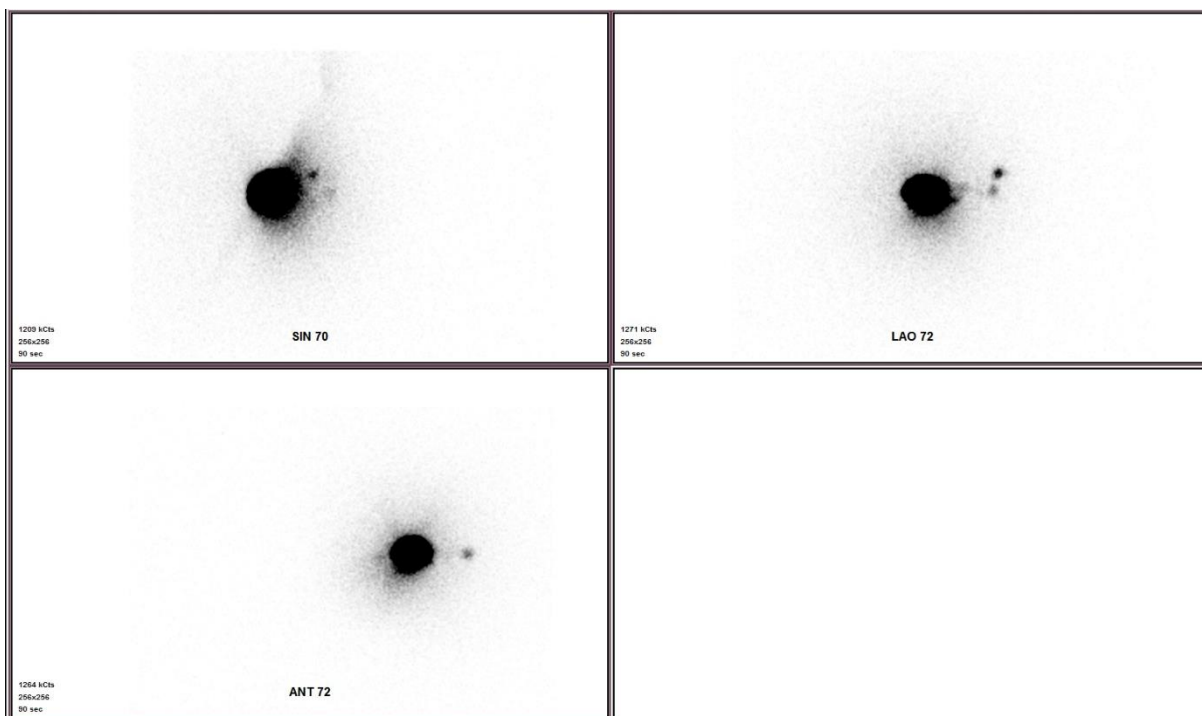
Poločas clearance = 23 min.

LEVÁ LEDVINA :
 Podíl funkce = 17 %
 Čas maxima = 9 min.
 T1/2(nativ) = 23 min. T1/2(diuret) = 4 min.
 Exkrecní frakce (/45 min) = 52 %

PRAVÁ LEDVINA :
 Podíl funkce = 83 %
 Čas maxima = 3 min.
 T1/2(nativ) = 6 min.
 Exkrecní frakce (/45 min) = 87 %

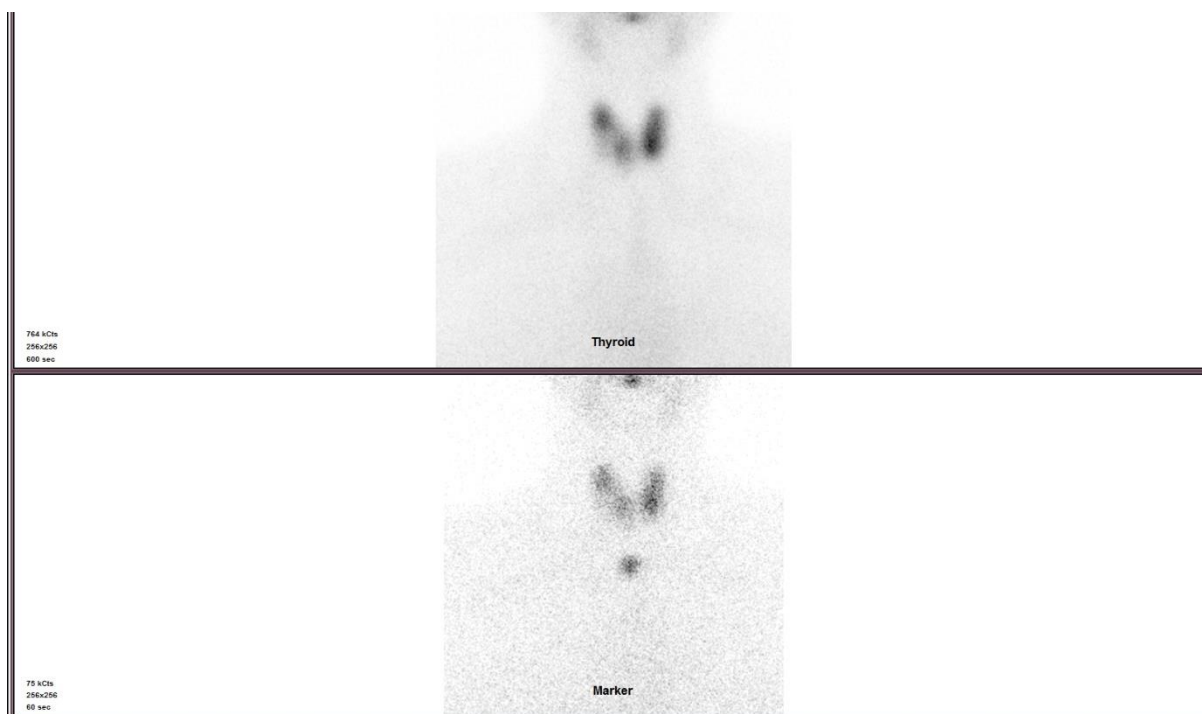
Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

Příloha 4: Detekce sentinelové uzliny

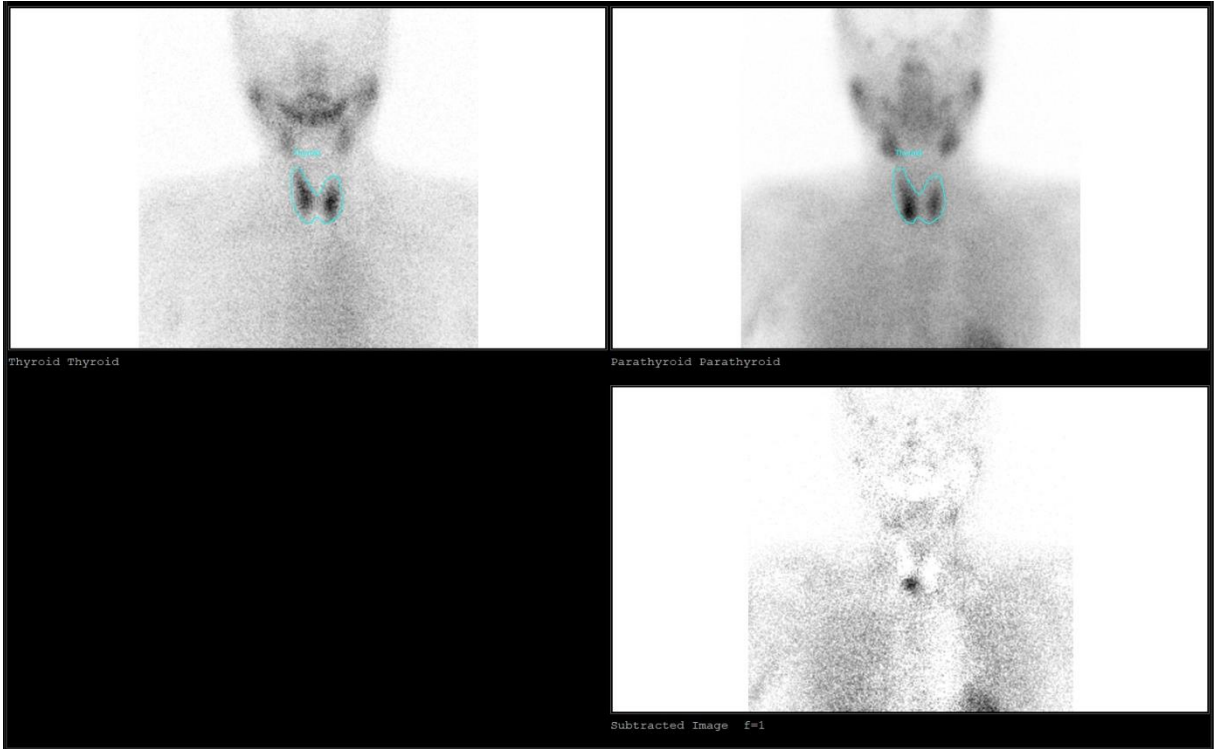


Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

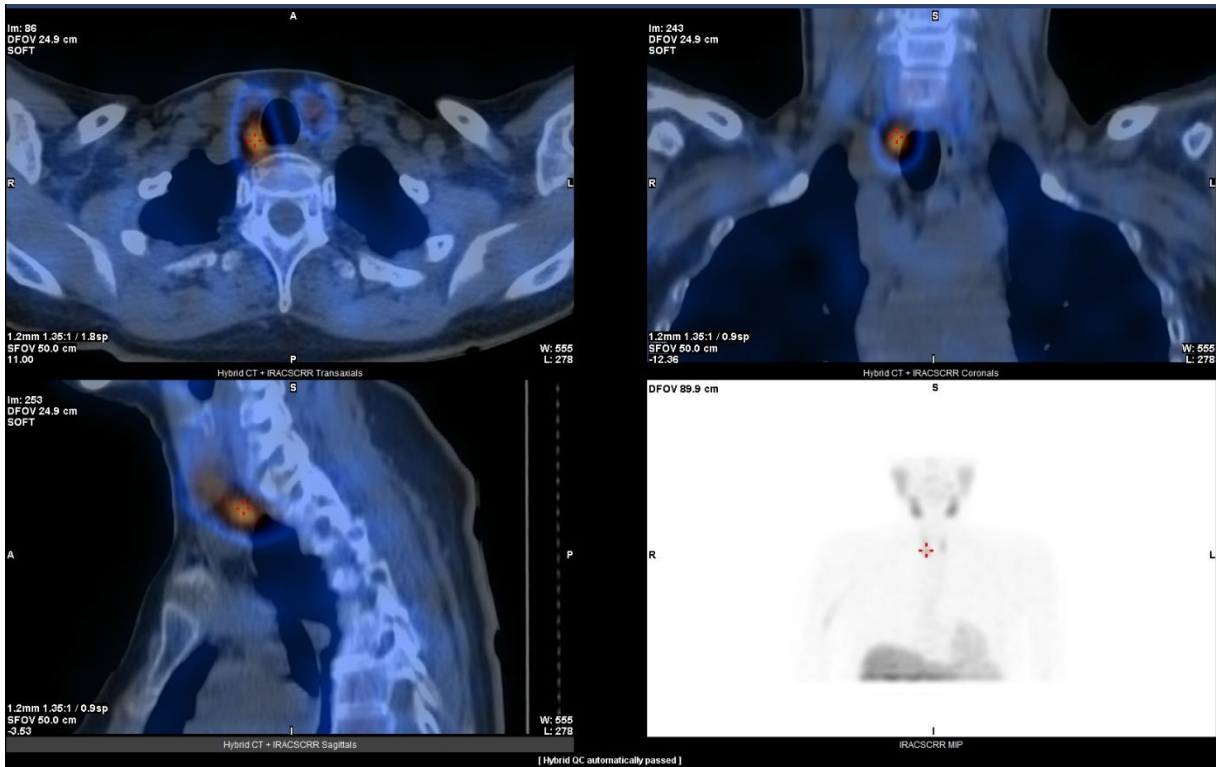
Příloha 5: Scintigrafie štítné žlázy a příštítných tělísek



Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

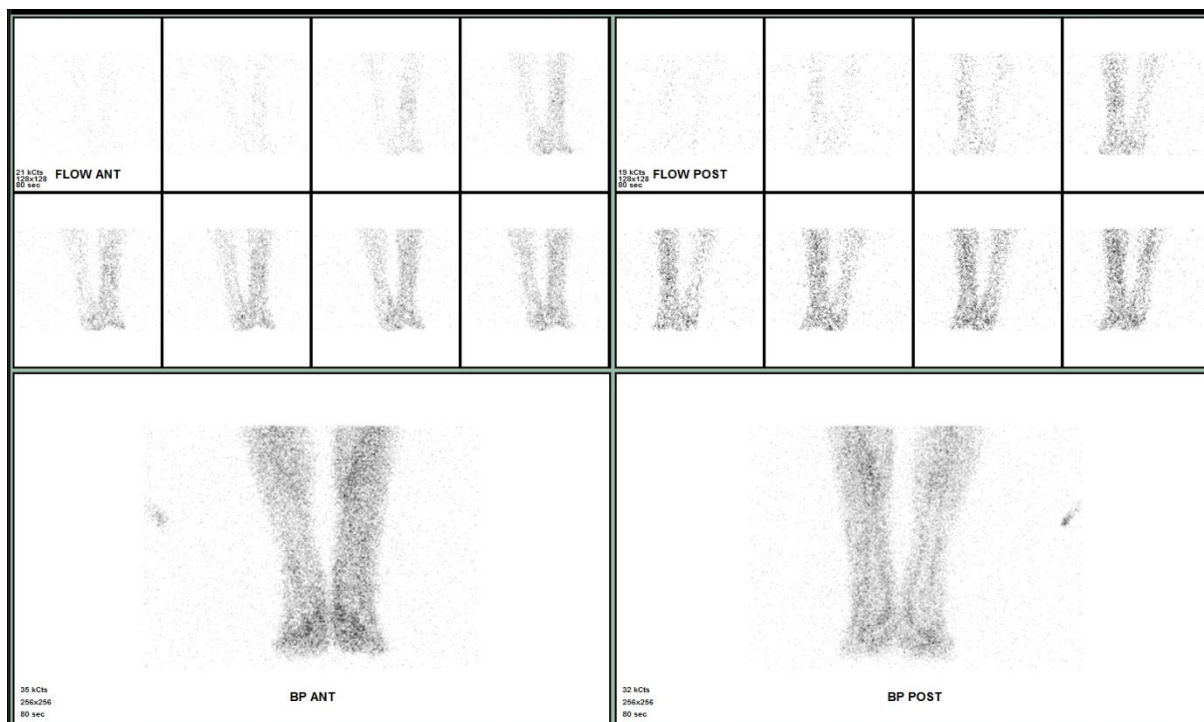


Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

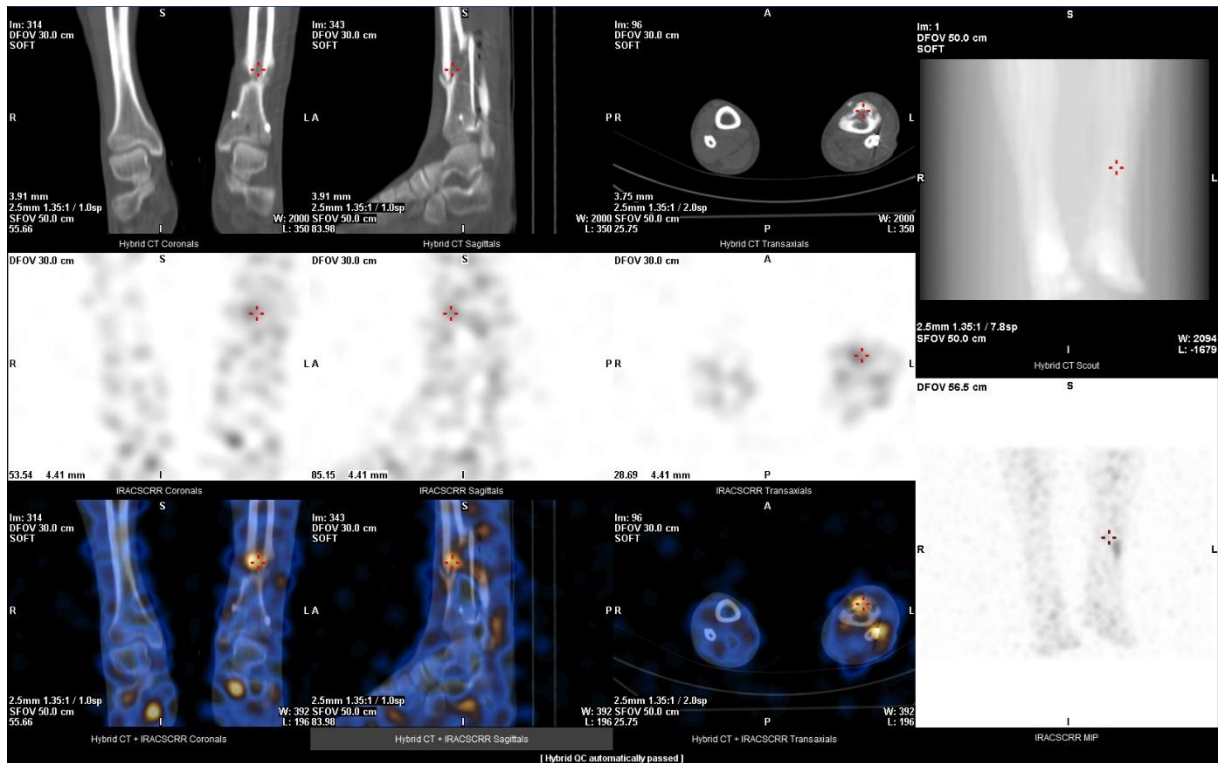


Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

Příloha 6: Scintigrafie značenými leukocyty

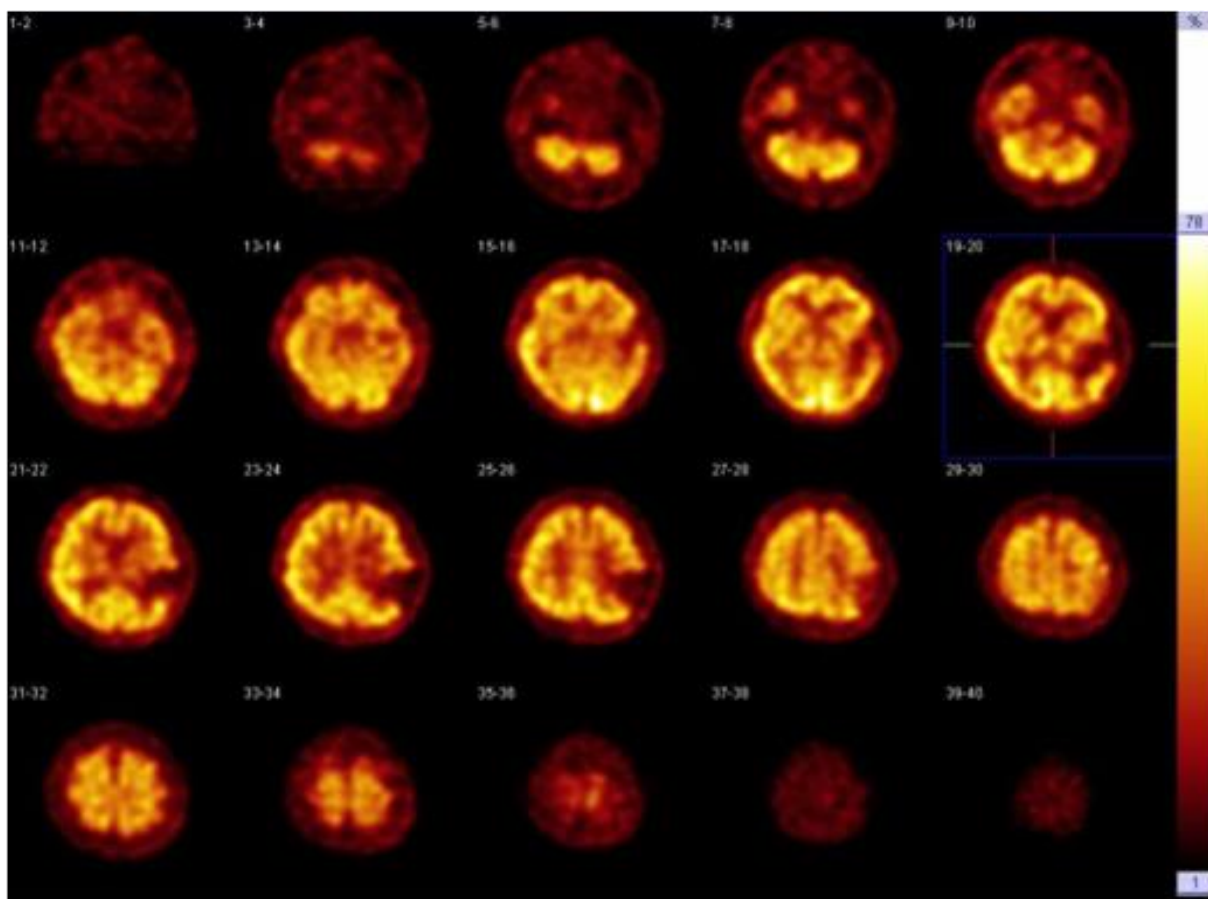


Zdroj: archiv KNM FN Olomouc



Zdroj: archiv KNM FN Olomouc

Příloha 7: Perfuzní scintigrafie mozku



Zdroj: archiv KNM FN Olomouc