

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

ÚSTAV RADIOLOGICKÝCH METOD



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**DIAGNOSTIKA EMBOLIE ARTERIE  
PULMONALIS V NUKLEÁRNÍ  
MEDICÍNĚ**

VOJTĚCH MICHÁLEK

Olomouc 2020

Vedoucí práce: Mgr. Jolana Pokorná

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci 15. června 2020

.....

Podpis

Děkuji Mgr. Jolaně Pokorné za všechny cenné rady a výtky, které měla v průběhu tvorby této bakalářské práce.

# Anotace

Typ závěrečné práce:	bakalářská
Téma práce:	Diagnostika embolie arterie pulmonalis v nukleární medicíně
Název práce:	Diagnostika embolie arterie pulmonalis v nukleární medicíně
Název práce v AJ:	Diagnostics of embolism pulmonary artery in nuclear medicine
Datum zadání:	22. 11. 2019
Datum odevzdání:	15. 6. 2020
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor práce:	Vojtěch Michalek
Vedoucí práce:	Mgr. Jolana Pokorná
Oponent práce:	Ing. DiS. Petr Vybíral

## Abstrakt v ČJ:

Bakalářská práce se zabývá diagnostikou embolie do arterie pulmonalis v oboru nukleární medicína. Předložené informace vzniklé rešeršní činností jsou interpretována tak, aby si i nezainteresovaný čtenář mohl udělat jasný obrázek o tom, čím se zabývá obor nukleární medicíny, jaké jsou příznaky plicní embolie a jak se provádí perfuzně-ventilační scintigrafie.

## Abstrakt v AJ:

The bachelor thesis is dedicated to the diagnostics of pulmonary embolism in the field of nuclear medicine. The data presented in the thesis were gathered by a research activity and the way of their interpretation promotes understanding of the nuclear medicine area of specialization among the general public. Moreover, it is concerned with symptoms of a pulmonary embolism and a ventilation/perfusion scintigraphy procedure.

Klíčová slova v ČJ:

Plicní embolie, arterie pulmonalis, tromboembolická nemoc, nukleární medicína, scintilační detektor, perfuzně-ventilační scintigrafie

Klíčová slova v AJ:

Pulmonary embolism, artery pulmonalis, venous tromboembolism, nuclear medicine, scintillation detector, perfusion-ventilation scintigraphy

Rozsah: 40 stran (62 240 znaků)

# Obsah

Úvod .....	7
1 Nukleární medicína .....	9
1.1 Typy záření .....	9
1.2 Detekce záření.....	10
1.3 Zpracování a interpretace dat.....	12
1.4 Hybridní přístroje.....	14
1.5 Radiační ochrana v nukleární medicíně.....	15
2 Plicní embolie .....	17
2.1 Anatomie a fyziologie dýchací soustavy .....	17
2.2 Plicní embolie .....	18
2.3 Tromboembolická nemoc .....	19
2.4 Rizikové faktory PE.....	19
2.5 Projevy PE .....	20
2.6 Diagnostika PE .....	20
2.7 Léčba PE.....	23
3 Scintigrafie plic.....	25
3.1 Perfuzní scintigrafie plic.....	25
3.2 Ventilační scintigrafie plic.....	27
3.3 SPECT/CT .....	31
4 Závěr .....	32
5 Seznam elektronických a bibliografických zdrojů.....	33
6 Seznam zkratk .....	36
7 Přílohy.....	38

## Úvod

Plicní embolie (PE) je závažné onemocnění, které má v České republice z hlediska kardiovaskulárních nemocí 3. nejvyšší počet úmrtí. Její svízelnost tkví především v nespecifičnosti objektivních příznaků a z toho vyplývající složitá diagnostika, která je bez použití zobrazovacích metod pouze záležitostí stanovení určité procentuální pravděpodobnosti. Technický pokrok v oborech nukleární medicíny a radiodiagnostiky nám v posledních letech pomohl zvýšit počet diagnostikovaných plicních embolií, a díky včasné diagnostice a nasazení medikamentózní léčby i snížil celkovou mortalitu. I přes tento pokrok v diagnostice je u plicní embolie kvůli své nespecifičnosti symptomů těžké odhadnout reálný počet pacientů s touto diagnózou. Některé zdroje odhadují incidenci na 60 případů na 100 tisíc obyvatel za rok, některé zdroje uvádějí 100 až 200 případů. Mortalita neléčené embolie se udává 30 %, mortalita léčené akutní plicní embolie je udávána na 8 %. Zvláště závažná je pak akutní masivní plicní embolie, u které i navzdory včasnému potvrzení diagnózy je mortalita 10 %.

Diagnostický algoritmus plicní embolie se liší podle toho, o jak vážnou formu PE se jedná a dále se odvíjí i od přístrojového vybavení daného pracoviště. V posledních letech se metodou volby stala především výpočetně tomografická (CT) plicní angiografie, avšak perfuzně-ventilační scintigrafie má stále v tomto diagnostickém algoritmu důležité postavení, především pak u vybraných skupin pacientů.

Základními otázkami této bakalářské práce byly:

- 1) Jaké jsou příznaky plicní embolie?
- 2) Co je to scintigrafie plic?
- 3) Jak se toto vyšetření provádí?

Z toho vyplývá, že cílem této bakalářské práce bylo:

- 1) Předložit informace týkající se plicní embolie
- 2) Vysvětlit princip fungování scintigrafie plic
- 3) Popsat, jak se v praxi toto vyšetření provádí

Jako vstupní literaturu jsem použil tyto publikace:

- P. Koranda a kolektiv: Nukleární medicína, 2017
- J. Vomáčka a kol: Zobrazovací metody pro radiologické asistenty, 2015
- J. Kupka, J. Kubinyi, M. Šámal a kolektiv: Nukleární medicína, 2007
- R. Rokyta a kolektiv: Fyziologie a patologická fyziologie, 2015
- Biersack, Freeman: Clinical nuclear medicine, 2007

Popis rešeršní činnosti

Rešeršní činnost probíhala v období od 1.12. 2019 do 30.4. 2020. K vyhledávání článků byly použity databáze GOOGLE scholar, MEDVIK, MEDLINE a EBSCO. Ke zhotovení práce bylo použito dohromady 7 bibliografických publikací, 19 odborných článků a jeden elektronický zdroj. Preferovanými jazyky byly jazyk český a anglický.



# 1 Nukleární medicína

Nukleární medicína je samostatný lékařský obor, který ke svým terapeutickým a diagnostickým metodám používá radioaktivní látky (radionuklidy) ve formě otevřených zářičů, tedy zářičů, které přicházejí do styku s lidskou tkání. Aplikace probíhá různými způsoby podle potřeby daného vyšetření nebo terapie, nejčastěji však intravenózně (i.v.), tedy nitrožilně. Radionuklidy jsou zdrojem ionizujícího záření. Následnou detekcí ionizujícího záření jsme schopni zhotovit vyšetření, které nám odhalí akumulaci této látky v různých částech lidského těla na základě těchto informací jsme často schopni vyvodit patřičné závěry o stavu pacienta. Podle typu záření rozlišujeme alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ) a gama ( $\gamma$ ) zářiče. (Ullmann, [2019])

## 1.1 Typy záření

Zářiče alfa ( $\alpha$ ) jsou v nukleární medicíně používány nejméně často. Zářičem alfa může být například  $^{223}\text{Ra}$ . Z daného zářiče jsou vyzařovány (emitovány) jádra helia  $^4_2\text{He}$  obsahující 2 neutrony a 2 protony, respektive 4 nukleony. Jejich atomová hmotnost se blíží číslu 4 a jejich elektrický náboj je mínus 2. Elektrický náboj těchto jader má za následek přímo ionizující účinky záření a velká atomová hmotnost (tím pádem i velká kinetická energie) způsobuje to, že je toto záření silně ionizující. Takovéto záření interaguje s atomy v těsné blízkosti od místa emitace (řádově desítky  $\mu\text{m}$ ) a jejich ionizační účinek je vysoký. Pro tyto vlastnosti se zářiče alfa začínají používat při některých terapeutických metodách, jako je například léčba kostních metastáz. (Koranda, 2007, s. 10)

Zářiče beta ( $\beta$ ) jsou v nukleární medicíně o poznání častější a dělí se na zářiče  $\beta^+$  a  $\beta^-$ . U zářičů  $\beta^-$  dochází v jádru k přeměně neutronu na proton a elektron, přičemž elektron je emitován z jádra. Výsledné nukleové číslo je tedy stejné, ovšem počet protonů je o 1 vyšší. Toto záření je vhodné především k terapii, protože dolet elektronů ve tkáni je stále velmi malý (řádově milimetry) a jedná se o záření se značným ionizujícím účinkem. Oproti tomu záření  $\beta^+$  je záření pozitronů, což jsou částice podobné elektronům, mající opačný, tedy kladný náboj. Jsou vyzařovány z jádra při současném vzniku neutronu a zániku protonu. Výsledný radionuklid má protonové číslo o 1 menší a nukleové rovno původnímu stavu. Při srážce volně letícího pozitronu s elektronem dochází k fyzikálnímu ději anihilace. Při anihilaci dojde k přeměně

pozitronu a elektronu na dva fotony mající právě opačný směr letu, přičemž každý o energii 511 keV. Tento jev je používán k diagnostické činnosti v nukleární medicíně na PET a PET/CT přístrojích. (Kupka, 2007, s. 19-20)

Nejčastěji používané zářiče na diagnostickou činnost v nukleární medicíně jsou ovšem gama ( $\gamma$ ) zářiče. Zářiče gama emitují ze svých jader fotony  $\gamma$ . Jedná se o elektromagnetické vlnění mající nulový náboj a nulovou hmotnost. Jsou nepřímě ionizující, taktéž z výše tří zmíněných záření jsou nejméně ionizující, a mají velkou pronikavost, díky které část z nich projde lidskou tkání a je zachycena detekčními přístroji. Část záření se zachytí v lidském těle a vytváří radiační zátěž pro daného jedince. (Kupka, 2007, s. 20)

V nukleární medicíně se můžeme setkat i se situací, že daný typ záření doprovází jiný typ záření. Obsahuje-li například gama zářič přidružené beta záření, je to nevýhodné, protože zbytečně zvyšujeme radiační zátěž pacienta. V opačném případě, obsahuje-li beta zářič určený k terapii přidružené gama záření, v jistých situacích to pro nás může být výtěžné, protože díky dobré detekci  $\gamma$  fotonů můžeme sledovat transport radiofarmaka v lidském těle. Typickým  $\beta$ - $\gamma$  zářičem je jod  $^{131}\text{I}$ .

Nejčastějším radionuklidem používaným k diagnostice v nukleární medicíně je  $^{99m}\text{Tc}$ . Jedná se o zářič, který má pro řadu vyšetření ideální fyzikální parametry. Mezi jeho výhody patří ideální poločas rozpadu (doba, za kterou se rozpadne polovina všech jader daného radionuklidu) 6,03 hodin. To je doba často dostatečná k provedení vyšetření, ale ne tak moc dlouhá, aby byl pacient zbytečně vystavován její radiační zátěži po skončení vyšetření. Dalšími výhodami je fakt, že se jedná o čistý gama zářič a taktéž energie emitovaného záření 140keV. Ideální rozmezí energií fotonů pro diagnostiku v nukleární medicíně (nepočítá-li se zobrazení pomocí vysokoenergetických fotonů na PET přístrojích) se pohybuje v rozmezí 100-200 keV, kdy fotony s energií menší jsou v přílišném počtu zachyceny v těle pacienta a fotony mající energií větší sice projdou tělem pacienta, ale taktéž proniknou detekčním zařízením a výsledný obraz je špatně hodnotitelný (Koranda, 2017, s.8-11)

## 1.2 Detekce záření

Abychom mohli v nukleární medicíně detekovat ionizující záření, potřebujeme k tomu vhodné detekční zařízení. Nejčastěji používané detektory jsou scintilační detektor, ionizační komora, Geiger-Müllerův počítač a proporcionální detektor.

Nejčastější detekční přístroje na pracovištích nukleární medicíny pro diagnostickou činnost jsou scintilační kamery, též nazývány jako gama kamery. Gama kamera se skládá z kolimátoru, scintilačního detektoru, pojízdného lehátka a počítačové aparatury.

Kolimátor je soustava nejčastěji olovených lamel, která se používá k vychytávání fotonů letících v jiném než požadovaném směru a je uložena před samotným scintilačním krystalem. Podle požadovaného účelu na výsledný obraz používáme:

- ❖ kolimátor paralelní
- ❖ kolimátor typu pinhole
- ❖ kolimátor typu fan beam

(Kupka, 2007, s. 38-39)

Nejdůležitější komponentou gama kamery, kde dochází k samotné detekci záření, je scintilační detektor. Základem scintilačního detektoru je scintilační krystal a fotonásobič obsahující fotokatodu, soustavu dynod a anodu, a dále elektrická aparatura. Scintilační krystaly mohou být buď organické nebo anorganické, a mohou být jak v pevném, tak i v kapalném a plynném stavu. Nejčastěji používaný je monokrystal z jodidu sodného aktivovaného thaliem NaI(Tl). Při kontaktu s gama zářením dochází v krystalu k excitaci (vybuzení) elektronů v atomových obalech a k následným scintilacím (zábleskům) viditelného světla. Tyto záblesky putují v krystalu dál do další části scintilačního detektoru, kterou je fotonásobič. Mezi scintilačním krystalem a fotonásobičem se nachází tenká kovová vrstvička tzv. fotokatoda, nejčastěji vyráběná z cesia nebo antimonu, ve které při interakci s fotony viditelného spektra dojde k fotoefektu, tedy k uvolnění elektronů. Ty putují na soustavu dynod.

Dynody jsou elektrody, na které je v závislosti na vzdálenosti od fotokatody přiváděno kladné napětí, přičemž na dynodě nejbližší k fotokatodě, je napětí nejmenší a postupně se zvětšuje. Při kontaktu elektronu s dynodou dochází k vyražení 2 a více sekundárních elektronů, které postupně putují na další dynody až je u výstupního okénka na anodě elektrický impulz zesílen asi  $10^5$ - $10^8$ krát. Tento impulz je pak v zesilovači ještě zesílen a následně putuje přes amplitudový analyzátor do výpočetního zařízení. Scintilační detektory, ačkoliv se jejich princip může zdát složitý, mají několik výhod, mezi něž patří:

Vysoká detekční účinnost – neboli vysoká senzitivita zařízení, která je zapříčiněna tím, že má scintilační krystal velké rozměry a vysokou hustotu. Fotony gama záření jsou díky tomu zachyceny v množství, které se blíží 100 %.

Velmi krátká mrtvá doba, což je doba, během které probíhá zpracování dat a následnou časovou prodlevou nemůže být po určitý čas sběr nových. U scintilačního detektoru je to doba přibližně 1  $\mu$ s. Pro porovnání například u G.-M. detektorů je to hodnota přibližně 100  $\mu$ s.

Spektrometrické vlastnosti, díky kterým můžeme měřit energetické hladiny detekovaného záření. (Ullmann, [2019])

První scintilační detektor na území České republiky byl zprovozněn roku 1957 ve Výzkumném úřadu pro jadernou techniku (VÚPJT) a sloužil k detekci ionizujícího záření ve štítné žláze. (Nováková, 2013, s. 47)

### 1.3 Zpracování a interpretace dat

Podle způsobu sběru dat rozlišujeme v nukleární medicíně 2 typy záznamů. Jsou jimi planární a tomografická scintigrafie.

Planární zobrazování se provádí jak ve statickém, tak i v dynamickém režimu. Při statickém režimu se pořizuje snímek (scintigram) z jedné, nebo více projekcí v jednom časovém úseku. Tento typ zobrazování se provádí, je-li vychytávání radiofarmaka v cílové tkáni stálé a informace o samotné kinetice radiofarmaka v lidském těle nám nepřináší žádnou podstatnou diagnostickou informaci. Kromě přesně dané lokalizace můžeme provádět i celotělové vyšetření, při kterém se pohybuje lehátko s pacientem a postupně se načítají impulzy po celé délce pacientova těla. výsledné celotělové scintigramy v přední a zadní projekci jsou počítačové sečtení jednotlivých scintigramů. Oproti tomu v dynamickém režimu se provádí jedna projekce s časovým odstupem a z hotových časných a pozdních scintigramů jsme schopni vyčíst informace týkající se funkčních procesů dané lokalizace v závislosti na čase. (Koranda, 2017, s. 34)

Tomografické zobrazování se ve většině případů provádí ve statickém režimu. U tomografického zobrazování dochází ke sběru dat podél celého obvodu vyšetřovaného úseku pacientova těla a zachycená surová data (raw dates) jsou matematickými modely převedeny na trojrozměrný obraz. Tomografické zobrazování v nukleární medicíně je

charakteristické tím, že zdrojem ionizujícího záření je po aplikaci radiofarmaka sám pacient. Proto se zde používá pojem emisní tomografie. Emisní tomografie se dělí na SPECT a PET.

SPECT (z anglických slov „single-photon emission computed tomography“) je vyšetření, při kterém pacientovi podáme gama zářič a jehož výsledkem je trojrozměrný obraz. Jedná se o sérii scintigramů, které jsou zhotovovány kolem celého obvodu pacienta. V praxi se dnes nejčastěji setkáme se scintilační kamerou, která má dva scintilační detektory, proto se jí říká dvouhlavá scintilační kamera. Ke zhotovení 3D rekonstrukce se používá záznam jednotlivých scintigramů s postupným otáčením detekční soupravy o  $3^\circ$  a celková rotace detekční soupravy (vyjma vyšetření myokardu) činí  $360^\circ$ . Jedná-li se o přístroj s dvouhlavou scintilační kamerou, pak v jeden moment můžeme nahrávat scintigram ze dvou úhlů, takže celkové otočení soupravy je pouze  $180^\circ$  a doba trvání vyšetření je o polovinu kratší. Jednotlivé scintigramy jsou pak v rekonstrukčním programu zpracovány a výsledkem je trojrozměrný obraz distribuce radiofarmaka. (Koranda, 2017, s. 29-30)

PET (z anglických slov „positron emission tomography“) je vyšetření, při kterém pacientovi podáváme beta plus zářič. Pozitrony, které jsou vyzařovány tímto zářičem, v pacientově těle reagují po velmi krátké dráze svého letu s elektrony z atomových obalů a dojde k procesu anihilace. Konstrukce PET přístroje se skládá z prstence detektorů (gantry) v celém rozpětí  $360^\circ$ , do kterého vjíždí pojízdný stůl s pacientem. Při sběru dat se používá tzv. koincidenční události. Jelikož víme, že při anihilačním ději se dvojice nově vzniklých fotonů rozletí přesně na opačné směry, a to rychlosti blízké rychlosti světla, dá se předpokládat, že při detekci dvou fotonů na dvou protilehlých detektorech, se nachází místo vzniku anihilace někde na jejich spojnici. Tato detekce je označována zkratkou ACD (annihilation coincidence detection) a přímka mezi detektory se značí zkratkou LOR (line of response). Dojde-li k detekci těchto dvou fotonů vzniklých jednou anihilací na dvou protilehlých detektorech současně, nazýváme tuto událost pravou koincidenční událostí. Časový rozdíl detekce těchto dvou fotonů se při tom musí vejít do časového událostního okna, které bývá velké 6-12 ns. Pokud je rozdíl větší, vzhledem k rychlosti těchto fotonů se dá předpokládat, že nepochází ze stejné anihilace a díky tomu nedojde k chybnému určení LOR. V praxi dále dochází i k tzv. náhodným, rozptýleným a chybným koincidencím, které snižují rozlišovací schopnost. Výhodou PET přístrojů je skutečnost, že zde není

potřeba umístění kolimátorů před detektory, jelikož známe směr příletu fotonů. To nám umožní až 4krát větší citlivost než SPECT vyšetření. (Biersack, 2007, s. 15-17)

Vedle emisní tomografie existuje ještě tomografie transmisní. Ta úzce souvisí s oborem radiodiagnostiky, avšak díky vývoji hybridních přístrojů je čím dál častěji užívaná i na odděleních nukleární medicíny. Transmisním tomografickým zobrazování se rozumí klasické CT (computed tomography) vyšetření. Základem je jedna, popř. dvě rentgenky a sada detektorů. Oba tyto komponenty jsou uloženy v prstenci zvaném gantry a jsou naproti sobě. Rentgenové záření vyvolané v rentgence prochází tělem pacienta a zeslabené o fotony absorbované v těle pacienta je pak detekováno detektory. Informace zachycené detektory jsou pak odeslány do výkonného počítače, který speciálními algoritmy zhotoví 3D nebo dynamickou 4D rekonstrukci pacientova těla. Velkou výhodou CT přístrojů je jejich dostupnost, rychlost vyšetření a velmi dobré anatomické zobrazení lidského těla. (Vomáčka J., 2015, s. 42)

## 1.4 Hybridní přístroje

V současné době zažívají největší boom v zobrazovacích metodách především hybridní přístroje SPECT/CT, PET/CT popřípadě nejnověji i PET/MR přístroje. Princip magnetické rezonance není předmětem této bakalářské práce, proto nebude dále rozebírán. Důležité pro pochopení hybridních systémů však je, že stejně jako CT vyšetření nám magnetická rezonance (MR) přináší výborné anatomické a strukturální informace o lidském těle, avšak negeneruje dostatek informací o funkci daných anatomických struktur. Oproti tomu přístroje SPECT a PET nám sice výborně popisují funkční pochody jednotlivých struktur v těle, ale kvůli nedostatku anatomických informací v obraze je těžké tyto pochody lokalizovat. Proto dochází v dnešní době ke sloučení těchto dvou modalit a vznikají hybridní přístroje, obsahující vždy po jednom přístroji z každé modality. V praxi je to zatím nejčastěji SPECT/CT a PET/CT. Hybridní přístroje jsou fenomén posledních 20 let. Například v ČR bylo první vyšetření pomocí PET/CT přístroje pořízeno roku 2003 v pražské Nemocnici Na Homolce, která byla jako sedmá nemocnice v Evropě, která tento stroj zakoupila. Ačkoliv jsou investice na tyto stroje obrovské, jejich diagnostická výtěžnost tyto negativa převyšuje. Výsledný obraz vzniká fúzí obrazů ze dvou různých vyšetření,

keré na sebe bezprostředně navazují a pacient zůstává v téže poloze po obě vyšetření. Následným překrytím obrazů z obou vyšetření vzniká fúzovaný 3D obraz, který má vysokou diagnostickou výtěžnost. Nevýhodou bývá vysoká radiační zátěž (netýká se systémů s magnetickou rezonancí, která sama o sobě nezpůsobuje radiační zátěž). K částečné kompenzaci dochází používáním low-dose CT, tedy výpočetní tomografie, při které jsou z rentgenky vyzařovány fotony s menší energií a při současném snížení diagnostické kvality obrazu dochází i ke snížení radiační zátěže. (Bělohávek, 2004)

## 1.5 Radiační ochrana v nukleární medicíně

Na všech odděleních nukleární medicíny platí specifické povinnosti týkající se ochrany před ionizujícím zářením, které je nevyhnutelně spjaté s manipulací s otevřenými zářiči. Souhrn těchto preventivních opatření a postupů při práci s těmito ionizujícími látkami nazýváme radiační ochrana. Každé pracoviště nukleární medicíny se musí řídit těmito předpisy:

- ❖ Zákon č. 263/2016 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový zákon)
- ❖ Vyhláška č. 55/2011 Sb. o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků
- ❖ Zákon č. 373/2011 Sb. o specifických zdravotních službách (Koranda, 2017, s.46)

Radiační ochrana se zabývá jak ochranou pacientů, tak ochranou pracovníků pracujících s ionizujícím zářením. Základní principy v ochraně před radiační zátěží na pracovištích nukleární medicíny jsou:

- ❖ princip zdůvodnění
- ❖ princip optimalizace
- ❖ princip nepřekročení limitů.

Principem zdůvodnění v nukleární medicíně se myslí to, že výtěžnost daného vyšetření nebo léčby musí převyšovat rizika plynoucí z vystavení pacienta radiační zátěži. Ke snížení radiační zátěže slouží princip optimalizace též označován jako tzv. ALARA (z anglických slovíček „as low as reasonably achievable“). Pracovníci nukleární medicíny se podle tohoto principu tedy musí snažit udržet míru radiační zátěže na co možná nejnižší úrovni, která lze rozumně dosáhnout při současně

efektivní výtěžnosti daného vyšetření nebo léčby. U radiačních pracovníků se pak používá ještě třetí pravidlo, tzv. princip nepřekročení limitů.

Limity byly vytvořeny k tomu, abychom problematiku radiační zátěže mohli kvantifikovat. Kromě limitů pro radiační pracovníky rozeznáváme taktéž limity pro obyvatelstvo, limity pro učně a studenty, odvozené limity a limity pro ozáření ve zvláštních případech. Jako veličina se používá efektivní dávka a ekvivalentní dávka s jednotkou Sievert (Sv). Obě tyto dávky jsou samostatně neměřitelné a musí být vypočtené převodem z veličiny, která je dobře měřitelná, a to konkrétně z absorbované dávky s jednotkou Gray (Gy). (Hušák, s. 13-22)

Obecné limity se týkají obyvatelstva a není do nich zařazeno lékařské záření, protože by tím spousta vyšetření a většina léčebných ozáření byla kontraindikována, z důvodu nepřekročení limitů. Efektivní dávka obecných limitů má hodnotu 1 mSv/rok. Limity pro radiační pracovníky jsou pak stanoveny na hodnotu 20 mSv/rok pro efektivní dávku.

Pro všechny pracovníky pracující s ionizujícím zářením existují tři důležitá pravidla, jak se sami můžou před ionizujícím zářením chránit. Jsou jimi:

- ❖ ochrana časem,
- ❖ ochrana stíněním
- ❖ ochrana vzdáleností.

Ochrana časem znamená, že jsme-li vystaveni expozici ionizujícím zářením, snažíme se tuto expozici zkrátit na co nejkratší dobu. Na odděleních nukleární medicíny jsou po aplikaci radiofarmaka zdrojem ionizujícího záření pacienti, proto se po dané aplikaci snažíme zdržovat v jejich blízkosti jen po dobu opravdu nutnou. Další věc, která radiačním pracovníkům dopomůže se chránit před ionizujícím zářením je ochrana stíněním. Z tohoto důvodu jsou místnosti na oddělení nukleární medicíny speciálně upraveny tak, aby stěny nepropustily žádné záření. Nejčastěji to bývá použitím vhodných materiálů s vysokým protonovým číslem jako je třeba olovo. Posledním pravidlem je ochrana vzdáleností a popisuje fakt, že s rostoucí vzdáleností klesá exponenciálně radiační zátěž. (Koranda a kol, 2017, s. 46-60)



## 2 Plicní embolie

Plicní embolie je onemocnění postihující kardiovaskulární systém. Její projevy bývají u jednotlivých pacientů značně individuální a nespecifické. Včasná diagnóza a vhodný léčebný postup je u tohoto onemocnění velmi důležitý, protože značná část postižených pacientů je přímo ohrožena na životě.

### 2.1 Anatomie a fyziologie dýchací soustavy

K pochopení patofyziologických jevů, probíhajících při embolii plic, je třeba znát anatomické struktury dané oblasti a znát fyziologické pochody, které v plicích probíhají. Plíce jsou párový orgán, který slouží k výměně plynů mezi vnějším a vnitřním prostředím. Vzduch nasátý z vnějšího prostředí je veden horními a dolními cestami dýchacími až do plic. Horní cesty dýchací se dělí na dutinu nosní (*cavitas nasi*) a nosohltan (*nazopharynx*). Dolní cesty se skládají z hrtanu (*larynx*), průdušnice (*trachey*) a průdušek (*bronchů*), které vstupují do plic jako primární průdušky (*bronchi principales*) a rozvětvují se v lobární a segmentální bronchy (*bronchi lobares et segmentales*) a ty dále se dělí na průdušinky (*bronchioly*). Zde se nachází část zvaná terminální bronchioly, což je koncová část dýchacích cest, která je ještě částí vodivou, jinými slovy, která se ještě nepodílí na výměně plynů. Lumen jednotlivých struktur celé vodivé části je tvořena řasinkovým epitelem a obsahuje sekret mucinózních buněk, které mají především zvlhčující a ochrannou funkci. Z terminálních bronchiolů pak odstupují respirační bronchioly, které vedou do plicních sklípků (*alveoly*). Výstelka alveolů je tvořena pneumocyty I. a II. typu. Kolem jednotlivých alveolů vedou plicní kapiláry, ve kterých dochází přes alveolokapilární membránu postupně vlivem difuze k výměně  $CO_2$  za  $O_2$ . (Slavíková, 2014, s. 11-12)

Plíce obsahují dva typy krevních oběhů:

- ❖ Nutriční krevní oběh
- ❖ Funkční krevní oběh

Nutriční krevní oběh slouží k přívodu živin potřebných k výživě bronchiálního stromu a je součástí velkého krevního oběhu. Okysličená krev předává kyslík a živiny plicnímu parenchymu a jako odkysličená vede do žil velkého krevního oběhu a následně do pravé síně. Embolizace tohoto oběhu je vzácná a bývá příčinou plicního infarktu. Embolií bývá postihován oběh funkční.

Funkční krevní oběh plic slouží k výměně krevních plynů v plicních sklípcích. Odkysličená krev putuje z pravé komory plicní tepnou, která se dále větví na drobné tepénky a vlasečnice. Mezi těmito vlasečnicemi a plicními sklípky pak dochází na alveolokapilární membráně k výměně plynů zachycených na krevním barvivu hemoglobinu. (Rokyta R. a kol, 2015, s. 204)

Výměna plynů v plicích se uskutečňuje na základě fyzikálního děje zvaného difuze, při kterém částice z prostředí s větší koncentrací částic přecházejí do prostředí s nižší koncentrací částic. Rozhodujícím faktorem pro rychlost a směr difuze v plicích je parciální tlak kyslíku  $O_2$  a oxid uhličitý  $CO_2$ . Normální parciální tlak vdechovaného kyslíku je 100 mmHg, oxid uhličitý má parciální tlak okolo 40 mmHg. Aby mohla difuze proběhnout, musí být plicní sklípky jednak dobře ventilovány a jednak dobře perfundované. Poměr mezi ventilací a perfuzí se nazývá poměr V/Q. Při embolii plicnice nebo některé z její větví je ventilace zachována, avšak perfuze v daném místě je snížena nebo nulová. Jedná se o vysoký poměr ventilace/perfuze (V/Q). Důsledkem je nedostatečná výměna krevních plynů a následná respirační alkalóza. (Rokyta R. a kol, 2015, s. 197-203)

## 2.2 Plicní embolie

Plicní embolie je závažné kardiovaskulární onemocnění. Jedná se o mechanický uzávěr plicní tepny vmetkem různé etiologie. Nejčastěji se jedná o krevní sraženinu vzniklou jako důsledek tromboembolické nemoci (TEN).

Mezi další typy embolií řadíme:

- ❖ Tukovou embolii
- ❖ Vzduchovou embolii
- ❖ Embolii plodovou vodou
- ❖ Celulární embolii

Tuková embolie vzniká nejčastěji při dislokovaných končetinách, kdy kapénky tuku ucoupou část plicního řečiště. Vzduchová embolie vzniká nejčastěji při mechanickém poranění cév na krku, kdy nasátý vzduch se dostává do pravé komory, kde následně dochází ke zpěnění krve a pravostranné nedostatečnosti. Projevy jsou potom podobné jako u některých akutních plicních embolií. Embolie plodovou vodou je sice vzácná, ale smrtelná komplikace porodů. Dochází k ní při kontaktu plodové vody s žilním řečištěm. Do krevního řečiště matky se pak dostává množství

hematokoagulačních faktorů, které způsobí vznik mnohočetných diseminovaných trombů. Posledním druhem je celulární embolie, která má etiologii ve zhoubných nádorech šířících se hematogenně. Tato nádorová hmota může být odplavena až do plicních žil, které pak ucpává. (Dohnalová, 2014, s. 83-84)

## 2.3 Tromboembolická nemoc

Tromboembolická nemoc vzniká nejčastěji v hlubokých žilách dolních končetin, v pánevních žilách a dolní duté žíle. Mezi nejvýznamnější příčiny vzniku těchto trombů patří porucha hemokoagulačního mechanismu a mechanické narušení cévní výstelky. Uvolní-li se část tohoto trombu nebo celý jeho objem, mluvíme o tzv. tromboembolu. Ten putuje dále krevním řečištěm, až se dostane do cévy, jejíž průměr je menší než průměr tohoto tromboembolu, a následně dojde k embolizaci. (Kaletová, 2007, s. 380-384)

## 2.4 Rizikové faktory PE

Determinanty vzniku plicní embolie jsou faktory, které nám zvyšují riziko vzniku PE. Vavera však uvádí, že u 30 % pacientů jde o idiopatickou PE a žádný rizikový faktor, který by tuto nemoc vyprovokoval se nezjistí. Rizikové faktory se dělí do tří skupin podle pravděpodobnosti propuknutí nemoci. Jsou to:

- ❖ Silné rizikové faktory
- ❖ Střední rizikové faktory
- ❖ Slabé rizikové faktory

Mezi silné rizikové faktory patří velká traumata, velké ortopedické zákroky kolenních a kyčelních kloubů, fraktury dolních končetin, hospitalizace kvůli srdeční vadě (infarkt myokardu, selhání pravé komory) nebo TEN v posledních 3 měsících. Střední rizikové faktory jsou například trombóza povrchových žil, užívání hormonální antikoncepce, maligní nádory šířící se hematogenně, menší ortopedické zákroky kolenních a kyčelních kloubů a krevní transfúze. Za slabé rizikové faktory bývá považována imobilizace v leže (např. nemocniční lůžko) a v sedě (například dlouhý letadlem), obezita, diabetes mellitus, hypertenze, rostoucí věk a těhotenství. (Vavera a kol, 2015, s. 77-78)

## 2.5 Projevy PE

Klinické projevy PE jsou značně různorodé a nespecifické, přičemž často mívající subjektivně vnímaný charakter. Mezi nejčastější projevy patří dušnost, krátkodobá ztráta vědomí, bolest na hrudi a kašel (někdy i hemoptýza). Fyzikálním vyšetřením pak může být zjištěna tachykardie, tachypnoe, zvýšená teplota nebo hypotenze. U závažných forem se objevuje oběhová nestabilita. Podle závažnosti rozlišujeme 3 formy akutní PE.

- ❖ Akutní masivní PE
- ❖ Akutní submasivní PE
- ❖ Malá PE

(Indra, 2014, s. 184-186)

Dojde-li k obturaci arteriálního řečiště v plicích, nedochází k průtoku krve danou arterií a všech jejích větví. Je-li takto zasažena nevýznamná větev zásobující jen malou část plicního parenchymu, jedná se z pravidla o malou PE, která se projevuje jen slabými nespecifickými symptomy až asymptomaticky. Po nějakém čase většinou dochází k rozložení embolu nebo rekanalizaci cévy. Při embolizaci hematologicky významné cévy se však zpravidla jedná o akutní masivní nebo submasivní PE, kde symptomy a možné komplikace jsou již podstatně závažnější a v některých případech až neslučitelné se životem. Pravý oddíl srdce totiž musí mít stejný výdej, a to při sníženém průtoku plicním řečištěm. Musí ho tedy pumpovat do plic pod větším tlakem, a proto dochází ke zvýšenému zatížení pravé komory srdeční (PKS). Kompenzačním mechanismem lidského těla je dilatace PKS a zvýšení práce celého pravého oddílu srdce. Při této kompenzační fázi dochází v myokardu ke zvýšení spotřeby kyslíku. Jelikož však není velká část plic perfundována krví, dochází ke snížené výměně krevních plynů, což vede k tomu, že po určité době následuje fáze dekompenzace, kdy je snížen výdej PKS, následuje snížení centrálního tlaku krve, snížení zásobení živinami pravou komoru, což má za následek selhání pravé srdeční komory s kardiogenním šokem a následnou smrt. (Rokyta, Hutýra, Jansa, 2014, s. 437-438)

## 2.6 Diagnostika PE

Zvolený diagnostický přístup se odvíjí od aktuálního stavu pacienta. U pacienta oběhově stabilního zjišťuje lékař nejdříve příznaky, a to jak subjektivně vnímané pacientem, tak objektivně zjištěné fyzikálním vyšetřením. Velkou pozornost je přitom

potřeba směřovat i na příznaky hluboké žilní trombózy, jakožto projevu TEN, protože ta je nejčastější příčinou plicní embolie. Dále pomocí tzv. skórovacích systémů, jako je Wellsovo skóre a revidovaný Ženevský skórovací systém, je predikována předtestová pravděpodobnost. Tyto skórovací systémy slouží k určení pravděpodobnosti, s jakou má nebo nemá pacient PE, a to bez použití zobrazovacích metod. Typickými kritérii používaných v těchto skórovacích systémech jsou:

- ❖ Předchozí PE nebo hluboká žilní trombóza
- ❖ Tepová frekvence nad 75 tepů/min resp.
- ❖ Věk nad 65 let
- ❖ Prodělaná zlomenina v uplynulých 30 dnech
- ❖ Aktivní malignita
- ❖ Hemoptýza
- ❖ Chirurgický zákrok v uplynulých 30 dnech
- ❖ Otok a bolest jedné končetiny

(Rokyta, Hutýra, Jansa, 2014, s. 438)

U pacientů s vysokou předtestovou pravděpodobností následuje jedna ze zobrazovacích metod k potvrzení diagnózy. Oproti tomu u pacientů s nízkou a střední předtestovou pravděpodobností může být dodatečně stanovena hladina D-dimerů. Tento test má vysokou negativní prediktivní hodnotu, což znamená, že při negativním výsledku (méně než 500 ng/ml) je plicní embolie téměř vyloučena. U kladných hodnot hladin D-dimerů však nejsme schopni potvrdit diagnózu plicní embolie z především proto, že kladné hodnoty se nacházejí u řady dalších patologických stavů, jako jsou zánětlivé procesy, malignizace, traumata a jiné. Pacienti s nulovými a kladnými hodnotami jsou proto většinou taktéž podrobeni zobrazovacím vyšetřením. Test hladiny D-dimerů je volba především pro ambulantně léčené pacienty v nedýchodovém věku, protože s rostoucím věkem klesá specificita testu. (Karetová D. a kol., 2017, s.300-303)

Pomocí zobrazovacích metod jsme schopni potvrdit, lokalizovat a odvodit závažnost dopadů pro pacienta. Jedná se o metody, které mají často velmi vysokou předpovědní hodnotu a díky tomu jsme schopni potvrdit nebo vyvrátit stanovenou předtestovou pravděpodobnost. Nejběžnějším zobrazovacím postupem sloužícím k diagnostice plicní embolie je CT plicní angiografie (dále jen CTPA). Dalšími

vyšetřeními jsou perfuzně-ventilační scintigrafie, plicní angiografie, MRA plicnice a echokardiografie.

CT plicní angiografie (CTPA) má v dnešní době v diagnostice plicní embolie zcela zásadní význam. Základem pro toto vyšetření je spirální MDCT (multi-detectors computed tomography). Jedná se tedy o CT přístroj, který má více než jednu řadu detektorů. K provedení CTPA je potřeba přístroj o nejméně 4 řadách detektorů, v praxi se však potkáváme nejčastěji s 16, 32 a 64 řadami detektorů. Platí zde, že čím více řad detektorů, tím kvalitnější obraz získáváme za menší časový úsek. Kvůli riziku pohybových artefaktů ve výsledném obraze probíhá snímání vždy v hlubokém nádechu při současné synchronizaci srdeční činnosti. (Krupa P., 2007)

Při defektech na segmentální úrovni bývá pro CTPA udávána senzitivita i specificita blížící se 100 procentům. Pro defekty subsegmentální je pak senzitivita udávána okolo 60-70 %. Hlavní výhodou tohoto vyšetření je proto vysoká diagnostická přesnost. Dalšími faktory upřednostňující CT angiografii před scintografií je pak mimo jiné i časová dostupnost a kratší snímací čas. Nevýhodou však je vyšší radiační zátěž, riziko komplikací způsobené kontrastní látkou a vyšší pořizovací cena. (Lang O., Kuníková I., 2019)

U pacienta oběhově nestabilního musíme postupovat co nejrychleji a nejefektivněji. Podaří-li se pacienta oběhově stabilizovat, je nejpřínosnější v daný moment provést CTPA. Neumožňuje-li to stav pacienta, je provedeno bedside echokardiografické vyšetření. Výhodou tohoto vyšetření je jeho dostupnost a vysoká negativní prediktivní hodnota. Neobjeví-li se u pacienta známky dysfunkce pravé komory srdeční jako je dilatace, popřípadě synergie stahů a následná hypokineze volné stěny pravé komory srdeční, je přítomnost hematologicky významné embolie na 94 % vyloučena. Je-li nález pozitivní, pak i navzdory ne zcela vysoké specificitě začínáme s reperfuční léčbou. (Widimský, 2007)

Na základě fyziologických parametrů a výsledků všech proběhlých vyšetření je případná plicní embolie stratifikována do rizikových skupin podle procentuálního odhadu 30denní mortality, jakožto důsledku prodělané plicní embolie. Na jejím základě je pak rozhodnuto o následném terapeutickém postupu. K tomuto účelu používáme PESI a sPESI skóre, která stratifikují pacienty do 5, respektive 2 skupin. (Rokyta, 2004)

## 2.7 Léčba PE

Medikamentózní léčba plicní embolie se provádí nejčastěji antikoagulancii. Ty mají za úkol zabránit dodatečné progresi hyperkoagulace krve a navrátit původní rovnovážný stav hemokoagulačních mechanismů. Nejčastěji se používají hepariny, walfarin a antikoagulancia ze skupiny NOAC. Heparin existuje jednak jako nefrakcionovaný UFH (unfractionated heparin), a jednak jako nízkomolekulární LMWH (low molecular weight heparin). Jejich výhodou je kromě dobrého antikoagulačního účinku i aktivizace fibrinolytických dějů, což napomáhá rozpuštění trombu. Nevýhodou je poměrně velké riziko komplikací, především krvácivých stavů a vzniku heparinem indukované trombocytopenie (HIT). Walfarin slouží jako antagonist specifické formy vitamínu K, následkem čehož dochází k antikoagulačnímu procesu. Jeho výhodou je dlouholetá klinická praxe a existence účinných antagonistů v případě komplikací. Nevýhodou je nutnost současného podání jiného antikoagulancia při zahájení léčby z důvodu toho, že z počátku léčby warfarinem dochází k mírné hyperkoagulaci. Jedny z dalších komplikací jsou taktéž nežádoucí reakce na některé léky a stravu. Mezi další významné zástupce antikoagulačních léků patří preparáty ze skupiny NOAC, jež jsou pro své vlastnosti označovány jako antitrombotika nového tisíciletí. Jejich nesporná výhoda spočívá v absenci některých závažných vedlejších účinků typických pro hepariny a warfarin. (Novotný J. a kol., 2018, s.113-122)

U pacientů s akutní plicní embolií, která má významný hemodynamický dopad a ohrožuje pacienta přímo na životě, lze zvolit trombolytickou léčbu. Jedná se o léky podporující rozpad vzniklých trombů, díky čemuž dochází k opětovnému průtoku embolizovanou cévou. Důvodem značných kontroverzí a nejednoznačným názorem na tuto léčbu je vysoké riziko nebezpečných komplikací léčby jako jsou například závažné krvácivé stavy, z nichž nejfatálnější je trombolýzou vyvolané intrakraniální krvácení. Volba této léčby proto musí být nasazena až po pečlivém vyhodnocení pacientova stavu a zvážením eventuálních následků. (Dytrych V. a spol., 2008, s.248-249)

Má-li pacient některou z absolutních kontraindikací jako je třeba aktivní krvácení, prodělaná cévní mozková příhoda, poškození centrální nervové soustavy aj., nelze

trombolytickou léčbu aplikovat. Alternativou v tomto případě je chirurgická embolektomie. (Rokyta, Hutýra, Jansa, 2014, s. 449)



### 3 Scintigrafie plic

Scintigrafická vyšetření plic pro diagnostiku plicní embolie mají v dnešní době navzdory značnému rozvoji radiodiagnostických metod stále významné postavení. Největší limitací, která zabraňuje častějšímu používání, je časová a ekonomická dostupnost vyšetření. Naopak velkými výhodami jsou vysoká prediktivní hodnota a nízká radiační zátěž. Typickými pacienty podstupující toto vyšetření jsou proto pacienti, kteří mají negativní nález na spirálním CT, ale je u nich důvodné podezření na plicní embolii. Dále jsou to pacienti s renální insuficiencí, u nichž se nedoporučuje použití kontrastní látky. Taktéž při možných alergických reakcích na kontrastní látku je upřednostněna plicní scintigrafie, protože radiofarmaka použitá při tomto vyšetření jsou dobře snášena i atopickými pacienty. V neposlední řadě jsou vhodní kandidáti těhotné ženy a mladší pacienti, a to z důvodu nižší radiační zátěže než u spirální CTPA. (Bajc M., Jonson B., 2011)

#### 3.1 Perfuzní scintigrafie plic

Perfuzní scintigrafie plic slouží k zobrazení zásobení plicního parenchymu krví. Při akutní PE dochází k obstrukci krevního řečiště. Pomocí perfuzní scintigrafie jsme schopni detekovat postiženou oblast, která touto obstrukcí v krevním řečišti není zásobena krví.

Pro toto vyšetření se jako radiofarmakum používají makroagregáty albuminu (MMA), které jsou značené Tc. Z fyziologického hlediska dochází v plicním parenchymu po aplikaci radiofarmaka k mikroembolizacím. Průměr jednotlivých částic se totiž nejčastěji pohybuje v rozmezí 10 až 30  $\mu\text{m}$  a průměr plicních kapilár je okolo 8  $\mu\text{m}$ . Většina částic se proto zachytí v prekapilárním prostoru. Detekcí těchto částic tedy získáváme funkční obraz zásobení plic krví. Běžně se pacientům podává okolo 400 tisíc částic. Vzhledem k tomu, že lidské plíce obsahují přibližně 300 milionů prekapilár, dochází při tomto vyšetření vlivem zachytávání radiofarmaka k embolizaci pouze malé části, která nemá prakticky žádný hemodynamický dopad pro lidský organismus. Tyto částice navíc mají biologický poločas rozpadu 4-6 hodin, kdy postupně podléhají fragmentaci, rozpadají se na menší kousky až dochází k opětovné reperfuzi. Jen ve výjimečných případech se u pacientů, kteří trpí významnou plicní hypertenzí, pravolevo srdečním zkratem nebo prodělali transplantaci plic,

podává snížené množství částic okolo 100-200 tisíc. Minimální počet částic potřebný k hodnotitelnému obrazu je pak 60 tisíc. (Biersack H., Freeman L., 2007, 118-123)

Mortensten a Gutte uvádějí rozpětí použité aktivity MMA od 100 do 220 MBq v závislosti na zvoleném radiofarmaku pro ventilační scintigrafii. Aplikace makroagregátů albuminu probíhá nitrožilně. Efektivní dávka, kterou je zatíženo pacientovo tělo po aplikaci této aktivity se pohybuje v rozmezí 1,1 – 2,4 mSv. Důležitá je poloha na zádech, protože řečiště funkčního krevního oběhu v plicích je nízkotlaké a podléhá vlivu gravitačního spádu. Při aplikaci vsedě by proto byly ve větší míře prokrveny segmenty, které jsou uloženy kaudálně před segmenty nacházející se v kraniální části plic. To by mělo za následkem neinterpretovatelný obraz. Po naaplikování makroagregátů albuminu je naopak žádoucí, aby byl pacient v poloze ve stoje nebo vsedě po čas zaznamenávání dat gama kamerami. Je to z toho důvodu, že vlivem gravitace dochází k lepšímu roztažení plic a díky tomu se zvyšuje senzitivita vyšetření. Tento rozdíl v senzitivitě však není nikterak zásadní, a proto bývá standardem, že pacient je v poloze na zádech během celého vyšetření. (Mortensen J., Gutte H., 2014, s. 81-90)

V praxi se provádí planární scintigrafické vyšetření nebo tomografické vyšetření SPECT, popřípadě SPECT/CT. Planární vyšetření se provádí ve 4 (přední, zadní, pravá a levá zadní šikmá) eventuálně v 6 projekcích (navíc pravá a levá bočná projekce). Perfuzní SPECT se pak provádí jako série 128 snímků v rozsahu 360°, které jsou následně zpracovány ve vhodném rekonstrukčním programu na trojrozměrný obraz distribuce radiofarmaka v plicním parenchymu. Preferovaná metoda scintigrafického záznamu je volbou každého jednotlivého pracoviště nukleární medicíny a odvíjí se od diagnostického standartu daného pracoviště a jeho technického vybavení. Všeobecně platí, že planární scintigrafie vyžaduje kratší čas na zhotovení vyšetření, naproti tomu tomografické vyšetření SPECT má vyšší senzitivitu, díky které jsme schopni zobrazovat i subsegmentální léze. (Meignan, 2002, s.648-651)

Pozitivní nález poukazující na přítomnost plicní embolie se na obraze perfuze projeví jako typický lobární, segmentální a subsegmentální defekt, tedy jako fotopenická oblast často klínovitého tvaru se sníženou až nulovou akumulací radiofarmaka. Vyšetření se vyznačuje velmi vysokou senzitivitou při relativně nízké specificitě. Ta je způsobena faktem, že důvodem perfuzního defektu nemusí být jenom

embolizace arterie pulmonalis nebo některé její větve, ale taktéž mnoho dalších převážně plicních onemocnění, jako je například CHOPN (chronická obstrukční plicní nemoc). Kvůli nižší specifitě vyšetření je proto potřeba výsledky korelovat s ventilační scintigrafií plic. (Koranda P., 2017, s. 86-87)

## 3.2 Ventilační scintigrafie plic

Důležitou součástí diagnostiky plicní embolie v nukleární medicíně je ventilační sken, pomocí kterého zobrazujeme zásobení plicního parenchymu vzduchem.

Radiofarmaka používaná pro ventilační scintigrafii jsou buď radioaktivní plyny, nebo aerosoly značené techneciem.

Z radioaktivních plynů používáme pro ventilační studie  $^{133}\text{Xe}$  a  $^{81m}\text{Kr}$ .  $^{133}\text{Xe}$  je radioizotop s poločasem přeměny 5,25 dne. V 80. letech 20. století se jednalo o velmi často používané radiofarmakum k ventilační scintigrafii, v pozdější době ho však nahradil  $^{81m}\text{Kr}$ . Nevýhodou xenonu je totiž jednak jeho složitá výroba, která probíhá nejčastěji v jaderném reaktoru štěpnými reakcemi uranu, a dále manipulace s radioaktivním plynem je z mnoha pohledů dosti složitá. Silnou stránkou je naopak to, že pomocí xenonu prováděné dynamické ventilační studie nám dávají ze všech radiofarmak používaných při ventilační scintigrafii nejkomplexnější soubor získaných dat. Kromě informací o celkové a lokální ventilaci získáváme i celou řadu dalších funkčních parametrů plic jako je maximální objem plic, hodnota reziduálního objemu a jiné parametry. Akumulaci xenonu jsme navíc díky speciální spirometrické aparatuře schopni rozdělit do jednotlivých fází dýchacího cyklu a sumací pak tyto jednotlivé dýchací cykly vizualizovat. (Ullmann, [2019])

Nejčastěji používaným radiofarmakem k vyšetření plicní ventilace je  $^{81m}\text{Kr}$ . Jedná se o plyn, který se dá vyrábět přímo na vyšetřovně v rubidiovém generátoru, kde mateřským radionuklidem je radioizotop  $^{81}\text{Rb}$ . Nevýhodou je, že tento izotop má poločas rozpadu pouze 4,6 hodin a jeho cena je značně nákladná. Proto bývají všechna plánovaná vyšetření vsunuta do jednoho pracovního dne, aby se toto vyšetření z ekonomického hlediska co nejvíce vyplatilo. Výroba kryptonu probíhá tak, že přes kolonku s rubidiem je ventilátorem vháněn proud elučního vzduchu a uvolněný krypton vzniklý radioaktivním rozpadem putuje dále obvodem, kde se ředí vzduchem,

až do dýchací masky. Vydechnutý obsah je vyveden do vymírací nádoby, kde po chvíli vyprchá, jelikož poločas rozpadu pro  $^{81m}Kr$  činí pouze 13 sekund. (Ullmann, [2019])

Další možností k provedení vyšetření plicní ventilace je použití techneciem značených aerosolů. Je možno použít aerosoly jak pevné, tak i kapalné fáze. Nejčastěji používaný aerosol kapalné fáze je  $^{99m}Tc$ -DTPA, který se vyrábí v ultrazvukových a tryskových nebulizátorech. Pomocí takovýchto nebulizátorů jsme schopni vyrobit částice, jejichž střední hmotnostní aerodynamický průměr se pohybuje v řádu od 0,3  $\mu m$  do 1,7  $\mu m$ . Výhodou  $^{99m}Tc$ -DTPA je nízká ekonomická nákladnost zařízení. Zástupcem aerosolu pevné fáze je Technegas. Jedná se o ultra jemné disperze uhlíku značené techneciem, jejichž výroba vzniká ve speciálním zařízení, kde v grafitové nádobce s obsahem technecistanu je v argonové atmosféře tento obsah zahřát na 2500°C. Cena takového zařízení je sice vyšší než cena ultrazvukových a tryskových nebulizátorů, výsledkem jsou však částice o řád menší. (Kupka K. a kol., 2007, str. 77-80)

Právě velikost jednotlivých částic zásadně ovlivňuje jejich vychytávání v alveolech. Ideální rozsah velikosti částic, které jsou vhodné pro toto vyšetření, se pohybuje od 0,1 do 0,5  $\mu m$ . U částic menších totiž nedochází k tak účinnému vychytávání se v plicních alveolech, a proto je značná část vydechována. U částic větších pak dochází kromě zachytávání v alveolech na stěnách alveolokapilárních membrán i k zachytávání na stěnách bronchiol, bronchů, anebo na stěně trachei a tím pádem k depozici radiofarmaka. (Biersack H., Freeman L., 2007, 118-123)

Používání aerosolu Technegas je spojeno s mírně vyšší radiační zátěží 1,8 mSv v součtu s perfuzní scintigrafií oproti 1,5 mSv při použití aerosolu  $^{99m}Tc$ -DTPA. Diagnostické vlastnosti aerosolů  $^{99m}Tc$ -DTPA pro potvrzení PE jsou u pacientů s normální ventilací srovnatelné s ostatními zmíněnými radiofarmaky. U pacientů s PE, kteří však trpí obstrukcí dýchacích cest, ať už se jedná o CHOPN nebo o důsledek jiné plicní nemoci, dochází k nerovnoměrné distribuci a zvýšené depozici ve velkých a malých dýchacích cestách. Tím se jednak snižuje kvalita vzniklého obrazu a jednak může dojít k falešným pozitivním nálezům. Jelikož je těžké stoprocentně určit, má-li pacient obstrukční vadu v dýchacích cestách, je lepší upřednostnit Technegas před  $^{99m}Tc$ -DTPA. (JÖGI et al., 2010)

V České republice se k ventilační scintigrafii používá nejčastěji  $^{81m}\text{Kr}$  metastabilní krypton. V praxi se s tímto radioizotopem provádí kombinovaná scintigrafie plic perfuzně-ventilační, kdy obě vyšetření jsou prováděna simultánně. Energie emitovaných fotonů  $^{81m}\text{Kr}$  je totiž 190 keV a dostatečně se proto odlišuje od energie fotonů technecia, používaného při perfuzní scintigrafii. Díky multikanálovému analyzátoru, který je standartním vybavením gama kamer, jsme pak schopni v jednom okně zaznamenávat všechny fotony mající energii blížící se 190 keV, tyto fotony reprezentují ventilaci, a ve druhém okně fotony technecia o energii 140 keV vyobrazující perfuzi. (Biersack H., Freeman L., 2007, s. 118-121)

Ležícímu pacientovi jsou před spuštěním vyšetření podány intravenózně makroagregáty albuminu značené techneciem. Těsně před zahájením vyšetření je pak nasazen náustek v kombinaci se skřipcem určeným k zacpání nosu, případně dýchací maska, má-li pacient výraznější respirační potíže. Maska nebo náustek jsou dále zapojeny přes antimikrobiální filtr do uzavřeného okruhu s generátorem  $^{81}\text{Ru}$   $^{81m}\text{Kr}$ , ve kterém vzniká krypton, který je dále mísený se vzduchem. Vydechovaný vzduch se zbytkovým kryptonem je pak pomocí trojcestného ventilu odváděn do vymírací nádoby, nebo mimo budovu do volného prostoru. Tento postup lze provádět díky velmi krátkému poločasu rozpadu  $^{81m}\text{Kr}$  trvajícím 13 sekund. Pacient musí během celého vyšetření dýchat i vydechovat jen do tohoto uzavřeného okruhu. V opačném případě dochází ke vzniku artefaktů.

Po zahájení vyšetření se začnou kolem těla pacienta otáčet obě hlavy gamakamer, které dle volby lékaře zaznamenávají buďto 4-6 statických planárních snímků při použití 128x128 nebo 256x256 obrazové matice, anebo 72 snímků v rozpětí 360°, při použití 64x64 nebo 128x128 obrazové matice, které jsou potřeba k rekonstrukci 3D snímku při vyšetření SPECT. (Mortensen J., Gutte H., 2014, s. 81-90)

Dynamickou scintigrafii plicní ventilace provádíme pomocí radioxenonu. K tomuto vyšetření je potřeba speciálního uzavřeného spirometrického obvodu. Vyšetření probíhá vsedě, kdy pacient je zády opřený o snímací kameru, a je mu nasazen náustek se skřipcem, nebo dýchací maska. Vyšetření začíná zhruba tří minutovým volným dýcháním v uzavřeném okruhu radioxenonu se vzduchem. Tato fáze vyšetření se nazývá wash-in fáze. Cílem této fáze je dosažení ekvilibria, neboli rovnovážného stavu, kdy v alveolech je stejná koncentrace  $^{133}\text{Xe}$ , jako v dýchací aparatuře. Druhá

fáze má název steady state. Během této fáze pacient několikrát provede maximální inspirium a maximální expirium. Poslední fází je wash-out fáze. V této fázi pacient vdechuje už jen vzduch bez obsahu  $^{133}\text{Xe}$ , až zhruba po 5-8 minutách klesne koncentrace  $^{133}\text{Xe}$  v plicích na úroveň koncentrace  $^{133}\text{Xe}$  ve tkáňovém pozadí. Výsledkem této dynamické studie jsou jak celková a lokální distribuce  $^{133}\text{Xe}$  ve všech významných fázích dýchacího cyklu, tak i řada dalších funkčních parametrů plic, jako jsou celková a lokální výměnná frakce, nebo efektivní plicní ventilace. (Ullmann, [2019])

Statická ventilační scintigrafie prováděná pomocí aerosolů Technecianu a  $^{99m}\text{Tc}$ -DTPA má velkou výhodu jak v ekonomické, tak každodenní dostupnosti preparátu, díky které byla především ve druhé polovině 20. století hojně používána. V posledních letech se od používání aerosolů postupně opouští, a to především pro to, že riziko vzniku artefaktů na výsledném obraze převyšuje jeho výhody. Před zahájením vyšetření inhaluje sedící pacient do plic dostačující množství techneciem značeného aerosolu. To může trvat i 15 minut. Po dosažení dostatečné aktivity radiofarmaka v plicích, obvykle 25-30 MBq, je zahájeno vyšetření a jsou získávány snímky ve 4-6 projekcích, jako je tomu u planární scintigrafie pomocí  $^{81m}\text{Kr}$ . Oproti statické scintigrafii s radiokryptonem nelze toto vyšetření provádět simultánně s perfuzní scintigrafii, jelikož jak aerosoly, tak makroagregát albuminu jsou značeny techneciem a mají proto stejnou energetickou hladinu vyzařovaného gama záření. Přičteme-li k tomu dobu před zahájením vyšetření, kdy pacient musí inhalovat aerosol k dosažení určité aktivity v plicích, je toto vyšetření oproti ventilačně-perfuzní scintigrafii s  $^{81m}\text{Kr}$  časově náročnější. (James J. et al., 1992)

Ventilační scintigrafie plic slouží pouze k potvrzení či vyvrácení diagnózy z předchozího perfuzního vyšetření a pouze v kombinaci s tímto vyšetřením má proveditelný význam. Obraz typické plicní ventilace při diagnóze plicní embolie je totiž bez patologických defektů, stejně jako je tomu u zdravých plic. Jedná se tedy o kontrolní vyšetření, které nám zvyšuje specifitu perfuzního vyšetření až na 100 %.

Výsledek perfuzně-ventilačního skenu potvrzující embolizaci do a. pulmonalis nebo její větve tedy vykazuje typický nesoulad (mismatch) jednotlivých obrazů. Zatímco na perfuzním obraze se nám z důvodu blokády krevního řečiště v plicích způsobené embolem objeví výpadek perfuze, na ventilačním obraze nebudou zřejmé

žádné patologie, jelikož ventilace postižené oblasti zůstává zachována. (Mortensen J., Gutte H., 2014, s. 81-90)

### 3.3 SPECT/CT

Je-li pracoviště vybaveno moderním hybridním přístrojem, lze provést SPECT/CT vyšetření, kdy po dokončení sběru dat pro SPECT vyšetření může následovat dle úvahy lékaře i dodatečné CT vyšetření. To se doporučuje především v případech, kdy na perfuzním obrazu je podezření na embolii v subsegmentálním rozsahu. Některé drobné patologie, jako jsou nitrolobální trhliny, paraseptální emfyzém, pleurální tekutina nebo pneumonická infiltrace totiž mohou být falešně vyhodnoceny jako embolie subsegmentálního charakteru. Dodatečné CT nám pomáhá eliminovat riziko těchto falešně pozitivních nálezů. Taktéž jsme schopni získat informace o jiných patologických příčinách, jako je syndrom akutní dechové tísně (ARDS), pneumonie nebo plicní edém. Použití CT vyšetření na hybridním SPECT/CT přístroji nám tedy zvyšuje specifitu z 88 % až k hranici 100 %, čímž dosahuje vyšší specifity než CTPA při stejné hodnotě senzitivity. Nevýhodou dodatečného CT je poměrně vysoká radiační zátěž, proto používáme v CT přístrojích nízkoenergetické záření, tzv. low-dose CT. (Mortensen J., Gutte H., 2014, s. 81-90)

## 4 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo rešeršní činností dohledat a sumarizovat dostupné informace týkající se diagnostiky embolie do a. pulmonalis se zaměřením na obor nukleární medicína. Tyto cíle byly v rámci práce naplněny.

Nukleární medicína je lékařský obor, který se specializuje na diagnostickou a terapeutickou činnost. Vyznačuje se používáním radioaktivních izotopů, které jsou zdrojem jak  $\alpha$  tak  $\beta$  či  $\gamma$  záření, dále pak používáním speciálních aparatur k detekci tohoto záření a taktéž se vyznačuje přísným dodržováním radiační ochrany.

Embolie do a. pulmonalis je závažné onemocnění plic. Ve většině případů se jedná o důsledek TEN, kde embolus v plicích je krevní sraženina původně vzniklá většinou v hlubokých žilách dolních končetin. Příznaky plicní embolie jsou značně nespecifické a liší se u každého pacienta. Nejčastěji se objevuje retrosternální bolest, dušnost, kašel, horečka, popřípadě synkopa, bolest jedné dolní končetiny a ojediněle i hemoptýza. U závažných akutních masivních PE dochází až k manifestaci kardiogenního šoku s následným srdečním selháním. U těchto nejzávažnějších forem, kde čas hraje velmi významnou roli v záchraně pacienta má významné postavení v diagnostické algoritmu bed-side echokardiografické vyšetření. Naopak u méně závažných embolií vyznačujících se segmentálními a subsegmentálními defekty roste význam perfuzně-ventilační scintigrafie, právě pro svojí vysokou senzitivitu, pomocí které jsme schopni zobrazovat emboly malých rozměrů. V rámci standardizace diagnostiky se provádí před samotnými vyšetřovacími postupy stanovení předtestové pravděpodobnosti. Vyhodnocení probíhá implementací získaných dat z ústního pohovoru s pacientem, dále fyzikálního vyšetření a ze stanovení hladiny D-dimerů. Za zlatý standard v zobrazovacích metodách se pak považuje CTPA, která vyniká jak svojí dostupností a rychlostí tak i velmi vysokou diagnostickou přesností.

Pro perfuzní scintigrafii se používají výhradně MMA značené techneciem. Pro zobrazení ventilace máme širší škálu vhodných radiofarmak. Nejvhodnější se jeví  $^{81m}Kr$ . Poločas rozpadu jeho radionuklidu 4,6 hodin a jeho vysoká cena však neumožňují kontinuální provoz. Proto bývá toto vyšetření zpravidla prováděno jen určité dny tak aby daným vyšetřením mohlo projít více pacientů. Alternativou jsou



techneciem značené aerosoly, které mohou být používány v menších nemocnicích, bez kvalitního CT přístroje, kde pro malý počet pacientů by používání kryptonu bylo neekonomické. Nedosahují však takové diagnostické přesnosti jako ventilační sken pomocí  $^{81m}\text{Kr}$  a proto se od nich upouští. Velký boom zažívají v posledních letech hybridní zobrazovací přístroje jako je SPECT/CT a díky tomu se diagnostická výtěžnost radionuklidového vyšetření plic ještě zvýšila, a i proto může zdárně konkurovat CTPA. U vybraných skupin pacientů je její použití dokonce vhodnější.

## 5 Seznam elektronických a bibliografických zdrojů

1. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
2. BIERSACK, Hans-Jürgen a Leonard M. FREEMAN. *Clinical nuclear medicine*. Germany: Pringer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007. ISBN 978-3-540-28025-5
3. ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
4. HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.
5. KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4031-6.
6. DOHNALOVÁ, Dagmar. *Repetitorium patologie pro praktická cvičení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4002-6.
7. SLAVÍKOVÁ, Jana; ŠVÍGLEROVÁ, Jitka. *Fyziologie dýchání*. Karolinum Press, 2014.
8. BĚLOHLÁVEK, Jan, et al. Závažná plicní embolie. *Intervenční a akutní kardiologie*, 2011, 10.Suppl. A: 6-13.
9. ASCHERMANN, Michael, Pavel JANSÁ, David AMBROŽ, Jaroslav LINDNER a Aleš LINHART. Chronická tromboembolická plicní hypertenze. *Remedia*. 2016, 26(2), 141-145. ISSN 0862-8947. Dostupné také z: <http://www.remedia.cz/Archiv-rocniku/e.folder.aspx>

10. NOVÁKOVÁ, Olga. Historie přístrojů pro nukleární medicínu v České republice. *Nukleární medicína*. 2013, 2(3), 42-52. ISSN 1805-1146.
11. ULLMANN, Vojtěch. AstroNuklFyzika: Jaderná a radiační fyzika: 2.4. Scintilační detektory. Ullmann V.: "AstroNuklFyzika" [online]. [cit. 2019-12-01]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm#4>
12. BĚLOHLÁVEK, Otakar a Pavel FENCL. Hybridní zobrazování výpočetní a pozitronovou emisní tomografií. *Medicína pro praxi*. 2004, (2), 87-89. ISSN 1214-8687.
13. LANG, Otto a Ivana KUNÍKOVÁ. CT plicní angiografie v diagnostickém algoritmu pacienta s recidivou embolie do plicnice a chronickým selháním ledvin. *Nuclear Medicine / Nukleární Medicína* [online]. 2019, 8(2), 29-33 [cit. 2020-04-23]. ISSN 18051146.
14. KALETOVÁ, MUDr Markéta, et al. Akutní stavy ve flebologii. *Interní medicína pro praxi*, 2007, 8.9: 380-384.
15. ROKYTA, Richard, Martin HUTYRA a Pavel JANSÁ. Doporučené postupy Evropské kardiologické společnosti pro diagnostiku a léčbu akutní plicní embolie, verze 2014. Stručný přehled vypracovaný Českou kardiologickou společností. *Cor et vasa*. 2015, 57(4), 434-454. DOI: 10.1016/j.crvasa.2015.05.009. ISSN 0010-8650. Dostupné také z: <http://www.e-corevasa.cz/>
16. INDRA, MUDr Tomáš. Plicní embolie–stále podceňovaná diagnóza v ambulantní praxi. *Intervenční a akutní kardiologie*, 2014, 184-188.
17. D. Karetová, et al., 2017 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases, in collaboration with the European Society for Vascular Surgery (ESVS). Summary of the document prepared by the Czech Society of Cardiology and the Czech Society of Angiology, *Cor et Vasa* 60 (2018) e183–e204 jak vyšel v online verzi *Cor et Vasa* na <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010865017302035>
18. Dytrych V, Bělohlávek J, Kovárník T, Jansa P, Linhart A, Aschermann M (II. interní klinika kardiologie a angiologie, Všeobecná fakultní nemocnice a 1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, Praha, Česká republika). Trombolytická léčba u akutní plicní embolie. *Cor Vasa* 2008;50(6):246–253.
19. VAVERA, Zdeněk, et al. Plicní embolie ve světle nových doporučení. *Intervenční a akutní kardiologie*, 2015, 14.2: 77-83.

20. NOVOTNÝ, Jan, Jana MICHALCOVÁ a Miroslav PENKA. Antikoagulační léčba 2018. *Intervenční a Akutní Kardiologie* [online]. 2018, 17(2), 113-122 [cit. 2020-02-11]. ISSN 1213807X.
21. ŠTÍPAL, Roman, et al. SROVNÁNÍ MOŽNOSTÍ DIAGNOSTIKY PLICNÍ EMBOLIE V KLINICKÉ PRAXI. *KARDIOLOGIE*, 25.
22. JÖGI, Jonas, et al. Ventilation–perfusion SPECT with 99mTc-DTPA versus Technegas: a head-to-head study in obstructive and nonobstructive disease. *Journal of Nuclear Medicine*, 2010, 51.5: 735-741
23. JAMES, J. M., J. J. LLOYD, B. C. LEAHY, S. CHURCH, C. C. HARDY, R. A. SHIELDS, M. C. PRESCOTT a H. J. TESTA. 99 Tc m Technegas and krypton-81m ventilation scintigraphy: a comparison in known respiratory disease. *The British Journal of Radiology* [online]. 1992, 65(780), 1075-1082 [cit. 2020-04-06]. DOI: 10.1259/0007-1285-65-780-1075. ISSN 0007-1285. Dostupné z: <http://www.birpublications.org/doi/10.1259/0007-1285-65-780-1075>
24. LE ROUX, P.-Y., M. PELLETIER-GALARNEAU, R. DE LAROCHE, et al. Pulmonary Scintigraphy for the Diagnosis of Acute Pulmonary Embolism: A Survey of Current Practices in Australia, Canada, and France. *Journal of Nuclear Medicine* [online]. 2015, 56(8), 1212-1217 [cit. 2020-04-06]. DOI: 10.2967/jnumed.115.157743. ISSN 0161-5505. Dostupné z: <http://jnm.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnumed.115.157743>
25. MEIGNAN, Michel A. Lung ventilation/perfusion SPECT: the right technique for hard times. *Journal of Nuclear Medicine*, 2002, 43.5: 648-651
26. BAJC, Marika; JONSON, Björn. Ventilation/perfusion SPECT for diagnosis of pulmonary embolism and other diseases. *International journal of molecular imaging*, 2011, 2011.
27. MORTENSEN, Jann; GUTTE, Henrik. SPECT/CT and pulmonary embolism. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 2014, 41.1: 81-90.

## 6 Seznam zkratek

ACD	annihilation coincidence detection
AJ	anglický jazyk
ARDS	syndrom akutní dechové tísně
a. pulmonalis	arteria pulmonalis
CHOPN	chronická obstrukční plicní nemoc
$CO_2$	oxid uhličitý
CT	výpočetní tomografie
CTPA	výpočetní tomografická plicní angiografie
ČJ	český jazyk
HIT	heparinem indukovaná trombocytopenie
i.v.	intravenózní
keV	kiloelektronvolt
LMWH	low molecular weight heparin
LOR	line of response
MBq	megabequerel
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
MMA	makroagregát albuminu
mmHg	milimetr rtuti
mSv	miliSievert
NaI(Tl)	jodid sodný aktivovaný thaliem
ng	nanogram
ns	nanosekunda
$O_2$	kyslík

PE	plicní embolie
PET	positron emission tomography
PKS	pravá komora srdeční
SPECT	single photon emission tomography
TEN	tromboembolická nemoc
UFH	unfrakcionated heparin
V/Q	poměr ventilace k perfuzi
$\alpha$	alfa
$\beta$	beta
$\gamma$	gama
3D	trojrozměrný
4D	čtyřrozměrný
$^{81m}Kr$	krypton
$^{81}Rb$	rubidium
$^{99m}Tc$	technecium
$^{133}Xe$	xenon
$^{223}Ra$	radium

## 7 Přílohy

### 1. Generátor $^{81}\text{Ru}$ $^{81m}\text{Kr}$

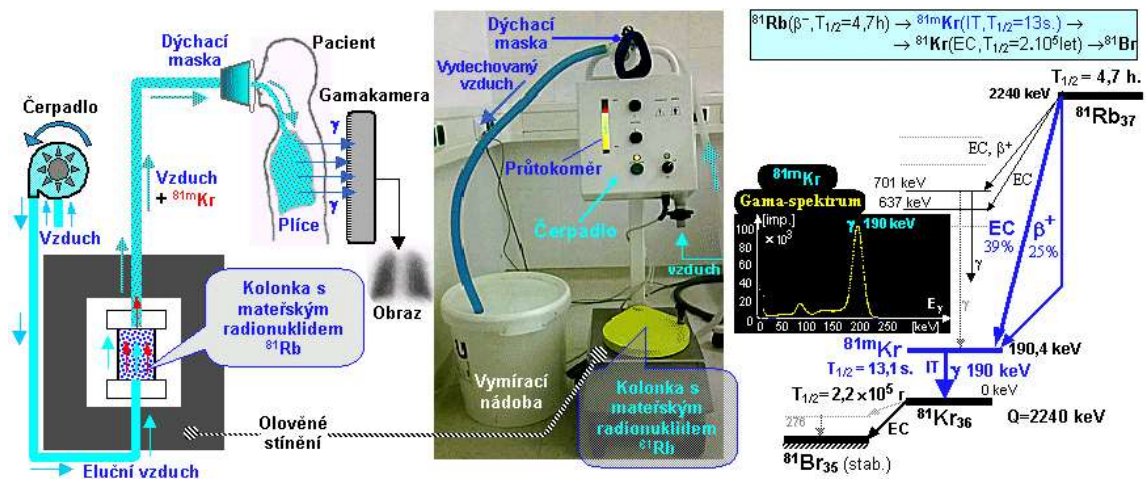
(zdroj: ULLMANN, Vojtěch. AstroNuklFyzika: Jaderná a radiační fyzika: 2.4. Scintilační detektory. Ullmann V.: "AstroNuklFyzika" [online]. [cit. 2019-12-01]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm#4>)

### 2. Pacient s masivní PE

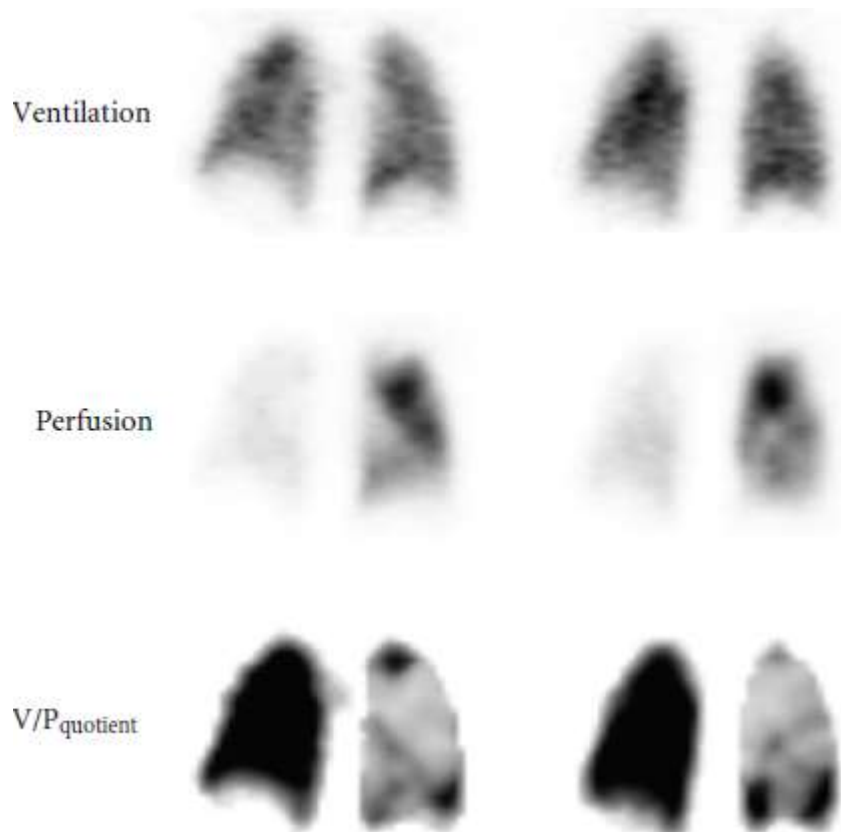
(zdroj: BAJC, Marika; JONSON, Björn. Ventilation/perfusion SPECT for diagnosis of pulmonary embolism and other diseases. *International journal of molecular imaging*, 2011, 2011

### 3. Pacient se submasivní PE

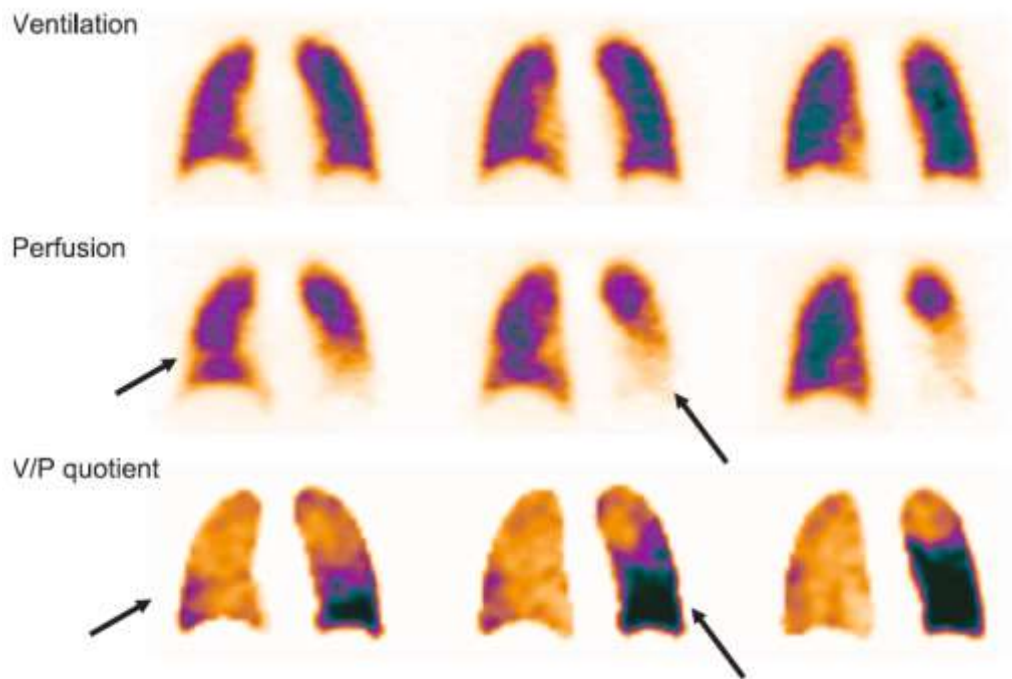
(zdroj: BIERSACK, Hans-Jürgen a Leonard M. FREEMAN. *Clinical nuclear medicine*. Germany: Pringer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007. ISBN ISBN 978-3-540-28025-5



1. Popis principu generátoru  $^{81}\text{Rb}$   $^{81m}\text{Kr}$ , jeho podoba a rozpadové schéma



2. Frontální řezy plic pacienta s masivní plicní embolií. Výpadek perfuze je patrný v rozsahu celé pravé plíce a na levé v rozsahu sub-segmentálního defektu.



3. Frontální řezy pacienta se středně závažnou plicní embolií. Můžeme vidět subsegmentální výpadek perfuze na pravé plíci a lobární defekt na levé plíci.