

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

SPECT perfúzní scintigrafie mozku

Roman Čaník

Bakalářská práce

2014

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Roman Čaník**
Osobní číslo: **Z11282**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **SPECT perfúzní scintigrafie mozku**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

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

1. Sběr informací a studium literatury.
2. Stanovení cílů a metod práce.
3. Konzultace s vedoucím práce.
4. Vypracování teoretické části.
5. Vypracování praktické části.
6. Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**
Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**
Seznam odborné literatury:


1. ČIHÁK, R. Anatomie 2. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, 2013, 512 s. ISBN 978-80-247-4788-0
2. HUŠÁK, V. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0.
3. Věstník č. 9/2011. Národní radiologické standardy MZ ČR.
4. KUPKA, K., KUBINYI, J., ŠÁMAL, M. a kol. Nukleární medicína. Praha: Nakladatelství P3K, 2007. ISBN 978-80-903584-9-2
5. VOMÁČKA, J., NEKULA, J., KOZÁK, J. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jiří Kulíř**
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: **1. října 2012**
Termín odevzdání bakalářské práce: **9. května 2014**


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 26. března 2014

Prohlášení

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

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

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 27. 4. 2014

Roman

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat Ing. Jiřímu Kulířovi za vedení mé bakalářské práce, vstřícný přístup a trpělivost. Dále bych chtěl poděkovat pracovníkům z oddělení nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici v Hradci Králové a v Chrudimské nemocnici za jejich vstřícné jednání a pomoc při sběru informací k praktické části mé bakalářské práce.

ANOTACE

Bakalářská práce, nazvaná SPECT perfúzní scintigrafie mozku je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá obecnými informacemi o nukleární medicíně, radiologickém asistentovi, anatomii a patologii mozku a informace o dané problematice. Praktická část popisuje úlohu radiologického asistenta při SPECT perfúzní scintigrafii mozku.

KLÍČOVÁ SLOVA

SPECT; perfúzní scintigrafie; mozek, ionizující záření, radiofarmakum

ANNOTATION

Bachelor thesis, called SPECT brain perfusion scintigraphy is divided into theoretical and practical parts. The theoretical part deals with general information about nuclear medicine, radiology assistant, anatomy and pathology of the brain, and information on the issue. The practical part describes the role of radiology assistant in SPECT perfusion brain scintigraphy.

KEYWORDS

SPECT; perfusion scintigraphy; brain; ionizing radiation; radiopharmaceutical

Obsah

Úvod.....	11
Cíl.....	12
1. Teoretická část.....	13
1.1 Nukleární medicína.....	13
1.1.1 Základní fyzikální pojmy.....	13
1.1.2 Detektory ionizujícího záření.....	17
1.1.3 Biologické účinky ionizujícího záření.....	18
1.1.4 Radiační ochrana.....	22
1.1.5 Přístroje v nukleární medicíně.....	27
1.2 Radiologický asistent.....	39
1.3 Anatomie mozku.....	39
1.4 Scintigrafie.....	40
1.5 Scintigrafie mozku.....	41
1.5.1 Princip.....	41
1.5.2 Kontraindikace.....	41
1.5.3 Radiofarmakum.....	42
1.6 Patologie.....	43
1.6.1 Nádorová postižení mozku.....	43
1.6.2 Nenádorová postižení mozku.....	44
1.6.3 Obrazová ukázka nenádorových postižení mozku.....	47
2. Praktická část.....	51
2.1 Příprava pacienta.....	51
2.2 Příprava radiofarmaka.....	51
2.3 Vlastní vyšetření.....	52
2.4 Výsledky vyšetření.....	52

3.	Obrázková příloha k praktické části	53
4.	Diskuse.....	58
5.	Závěr	59
6.	Seznam použitých zdrojů.....	60

Seznam obrázků

Obrázek 1: Radioaktivita - poločas rozpadu.....	15
Obrázek 2: Radioaktivita - přeměna alfa.....	15
Obrázek 3: Radioaktivita - přeměna beta -.....	15
Obrázek 4: Radioaktivita - přeměna beta +.....	15
Obrázek 5: Radioaktivita - el. záchyt.....	15
Obrázek 6: Studnová ionizační komora.....	17
Obrázek 7: Ionizační komora - nákres.....	17
Obrázek 8: Proporcionální xenonový detektor.....	18
Obrázek 9: Geiger-Müllerovy trubice.....	18
Obrázek 10: Scintilační detektor.....	18
Obrázek 11: Kolimátory - konfigurace otvorů.....	29
Obrázek 12: Kolimátory podle energie gama.....	30
Obrázek 13: Planární čárový fantom.....	31
Obrázek 14: Jaszczak fantom pro SPECT.....	31
Obrázek 15: Schéma scintilační gamakamery.....	32
Obrázek 16: 3D SPECT perfúze myokardu.....	34
Obrázek 17: SPECT rekonstrukce.....	36
Obrázek 18: SPECT - schéma.....	38
Obrázek 19: PET - schéma.....	38
Obrázek 20: Eluční generátor ^{99}Mo - $^{99\text{m}}\text{Tc}$	42
Obrázek 21: Mozkový infarkt.....	47
Obrázek 22: Multi-infarktová demence.....	48
Obrázek 23: Epileptogenní fokus.....	48
Obrázek 24: Poranění mozku.....	49
Obrázek 25: Arachnoidální mozková cysta.....	49
Obrázek 26: Encefalitida.....	50
Obrázek 27: Mozková smrt.....	50
Obrázek 28: Klidová místnost pro uložení pacienta (ONM FNHK).....	53
Obrázek 29: Stůl s pomůckami k zavedení kanyly v klidové místnosti (ONM FNHK).....	53
Obrázek 30: Digestoř pro výrobu radiofarmak (laboratoř ONM FNHK).....	54
Obrázek 31: Digestoř - výroba radiofarmaka (laboratoř ONM FNHK).....	54

Obrázek 32: Lahvička s radiofarmakem ukrytá v olověném stínění (ONM FNHK).....	55
Obrázek 33: Olověná stínění na injekční stříkačky (ONM FNHK).....	55
Obrázek 34: Gamakamera-uložení pacienta ke SPECT mozku (ONM FNHK).....	56
Obrázek 35: Monitor počítače před zahájením SPECT mozku (ONM FNHK).....	56
Obrázek 36: Monitor počítače při vyšetření SPECT mozku.....	57
Obrázek 37: Obrazový záznam vyšetření.....	57

Úvod

Jako téma mé bakalářské práce jsem si zvolil SPECT perfúzní scintigrafii mozku. Jedná se o metodu využívající SPECT vyšetření po intravenózní aplikaci radiofarmaka. Faktor, jenž toto vyšetření nejvíce ovlivňuje je průtok krve mozkiem, který závisí na stavu cévního řečiště a funkční aktivitě mozku.

Vyšetření je indikováno při diagnostice cévní mozkové příhody, epilepsie, poranění mozku, demence např. Alzheimer, multi-infarktová demence, atd. a stanovení mozkové smrti.

V teoretické části je podrobně popsána nukleární medicína. Dále zde najdeme popsány účinky ionizujícího záření na organismus, radiační ochranu, výrobu radiofarmak a nádorové a nenádorové postižení mozku.

V praktické části je pak popsán postup samotného vyšetření z pohledu pacienta a radiologického asistenta. Těžil jsem zde především ze zkušeností z praxe na oddělení nukleární medicíny a z rad tamního radiologického personálu.

Cíl

Cílem této práce je především seznámení se scintigrafickým vyšetřením mozku. Dále seznámení čtenáře s nukleární medicínou, samotným vyšetřením mozku pomocí SPECT a v neposlední řadě s radiofarmaky používanými při tomto vyšetření.

1. Teoretická část

1.1 Nukleární medicína

Nukleární medicína je obor zabývající se diagnostikou a léčbou pomocí otevřených radioaktivních zářičů aplikovaných přímo do vnitřního prostředí organismu.

Převážnou část její náplně tvoří zobrazovací diagnostika, méně zastoupené jsou laboratorní diagnostika a léčba.

Nukleární medicína je založena na indikátorovém a stopovacím principu. Stopovací princip objevil v roce 1913 maďarský chemik György Hevesy. Jedná se o shodné chování chemických izotopů, radioaktivní izotopy reagují chemicky stejně jako stabilní izotopy téhož prvku. Na rozdíl od stabilních izotopů radionuklidy vydávají záření, které vzniká při radioaktivních přeměnách jejich atomových jader a je uvolňováno do okolí. Sloučeniny označené radioaktivními prvky můžeme sledovat a jejich množství měřit pomocí detektorů gama. V medicíně se tato metoda začala využívat v 30. a 40. letech 20. století.

Hevesyho experimenty s fosforem ^{32}P inspirovaly lékaře v Bostonu. Ti začali využívat radionuklidy jódu ^{128}I a ^{131}I nejprve ke studiu fyziologie a následně i k diagnostice chorob štítné žlázy. Vyšetření v nukleární medicíně můžeme provádět buď in vivo, kdy aplikujeme radiofarmakum přímo do těla pacienta nebo in vitro, při této metodě odebereme vzorek krve pacienta, označíme jej ve zkumavce radiofarmakem a následně vpravíme zpět do těla pacienta.

Žádný jiný lékařský obor není pro přenos poznatků molekulární biologie a genetiky do klinické praxe připraven lépe než právě nukleární medicína.

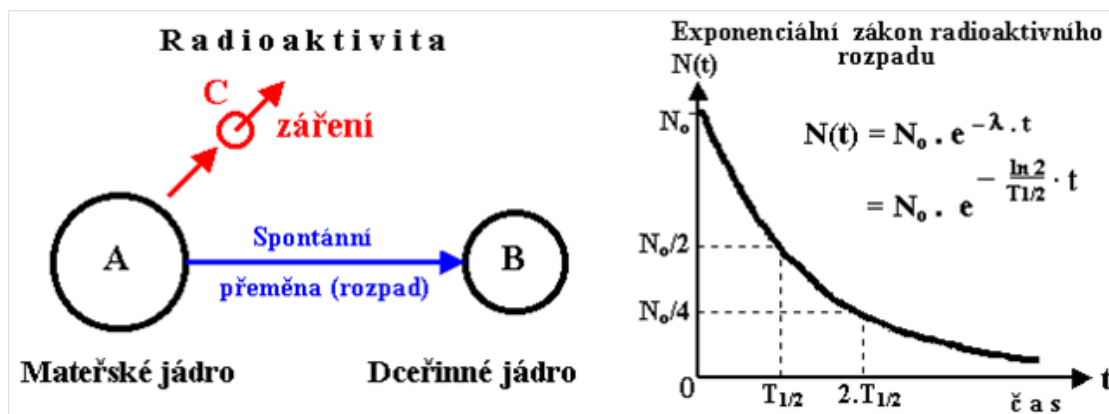
1.1.1 Základní fyzikální pojmy

Radiofarmakum je přípravek, který obsahuje chemickou sloučeninu, jejíž účinnou složkou je radionuklid. Máme radiofarmaka parenterální (suspenze, pravé roztoky), perorální (emulze, tuhé látky) a inhalační (plyn, aerosol)

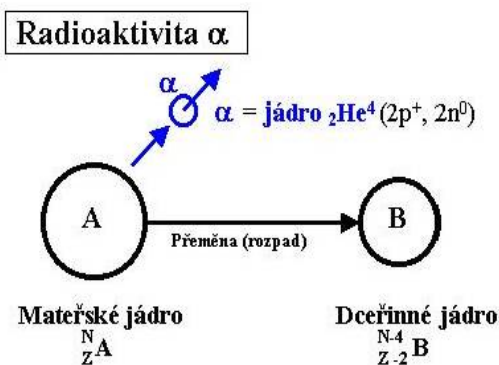
Radionuklid je nuklid schopný samovolné radioaktivní přeměny. Každý radionuklid má svůj typický druh přeměny a poločas rozpadu.

Radioaktivita je samovolná přeměna jader nestabilních nuklidů na jiná jádra, při níž vzniká ionizující záření. Změní-li se počet protonů v jádře, dojde ke změně prvku. Každý radionuklid se mění určitým typem přeměny.

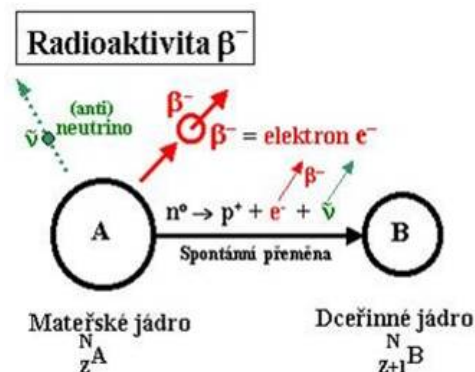
- **poločas rozpadu** ($T_{1/2}$) - je doba, za kterou se rozpadne polovina jader daného radionuklidu
- **přeměna α** – jedná se o samovolnou přeměnu jader, při které jsou emitována jádra helia (${}^4\text{He}_2$). Vzniklé dceřiné jádro má o 2 protony méně a dceřiný nuklid se v periodické soustavě prvků posune o 2 místa vlevo. Jsou to těžká pomalu se pohybující se jádra, díky čemuž se jedná o nejméně pronikavé záření. Dosah alfa záření ve tkáni je jen několik μm a tudíž jsou vhodné pro terapii.
- **přeměna β^-** - dochází k emisi záporně nabitých elektronů u jader s přebytkem neutronů. Neutron se rozdělí na kladně nabitý proton, který zůstává v jádře a záporně nabitý elektron, který je emitován z jádra. Jádro současně vysílá malou částici - neutrino. Protonové číslo dceřiného prvku je o jedna větší. Dosah ve tkáni několik mm, taktéž vhodné pro terapii.
- **přeměna β^+** - dochází k emisi kladně nabitých pozitronů. Proton se přemění na neutron, pozitron a neutrino, které jsou emitovány z jádra. Dceřiný prvek má protonové číslo o jedna menší. Dosah pozitronů ve tkáni je maximálně do 2 mm.
- **elektronový záchyt** - dochází k němu u jader s nedostatkem neutronů, který řeší zachycením elektronu z valenčních vrstev atomů (většinou z K nebo L slupky). Následně se v jádře spojí elektron s protonem za vzniku neutronu. Prázdné místo po elektronu obsadí elektron z vyšší valenční vrstvy. Záchyt elektronu doprovází rentgenové záření. Vzniklý dceřiný prvek má protonové číslo o jedna menší.
- **záření γ** - tvoří ho tok fotonů s krátkou vlnovou délkou a šíří se rychlostí světla. Gama záření vzniká při přechodu jádra z excitovaného do základního stavu. Je doprovázeno emisí záření α a β . Emitované fotony gama záření dosahují přesně daných energií. Jedná se o nejpronikavější záření.
- **izomerní přechod** - takto se přeměňují jádra, která jsou v energeticky metastabilním stavu za současné emise gama záření. Protonové a nukleonové číslo se nemění.
- **aktivita** - znamená počet radioaktivních přeměn za jednotku času. V soustavě SI má jednotku 1 Bq (becquerel).



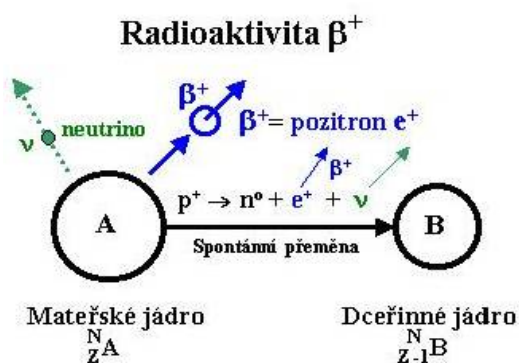
Obrázek 1: Radioaktivita - poločas rozpadu



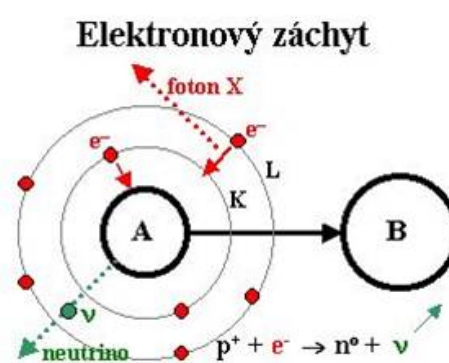
Obrázek 2: Radioaktivita - přeměna alfa



Obrázek 3: Radioaktivita - přeměna beta -



Obrázek 4: Radioaktivita - přeměna beta +



Obrázek 5: Radioaktivita - el. záchyt

Interakce ionizujícího záření s hmotou

Způsob interakce s hmotným prostředím je pro různé typy záření různý. Jedním z faktorů, ovlivňujících interakci je náboj částice. Z tohoto hlediska lze ionizující záření rozdělit na dvě skupiny.

Přímo ionizující záření je tok částic, které mají elektrický náboj a přímo vyrážejí elektrony z atomů. Při interakci s hmotným prostředím dochází tedy k ionizaci. Je to záření α , β^+ , β^- , protonové záření a další.

Nepřímo ionizující záření je tok částic bez náboje, které svoji energii předávají nejprve nabitým částicím a jejich prostřednictvím ionizují nebo excitují jádra hmotného prostředí. Je to záření γ , X záření, neutronové záření a další. (1.)

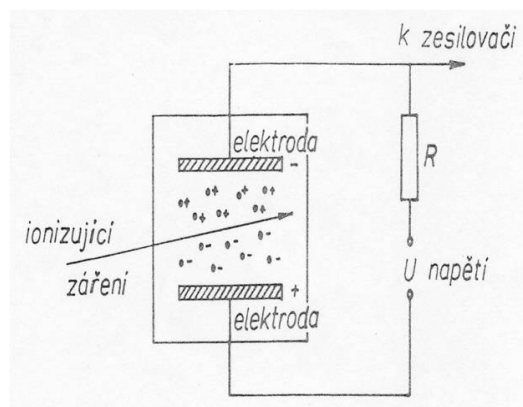
- **Interakce záření β^-** - elektron při průletu hmotným prostředím atomy ionizuje nebo excituje. Při těchto interakcích mění elektron směr své dráhy. Dráha elektronu není tedy přímočará. Dosah elektronů závisí na jejich energii a objemové hmotnosti prostředí. Při průchodu elektronu prostředím může vznikat brzdné záření. Brzdné záření má spojité spektrum energií a uplatňuje se při vyšších energiích elektronů.
(1.)
- **Interakce záření β^+** - pozitron se pohybuje po podobné dráze jako elektron. Po zabrzdění (ztrátě energie) pozitronu dojde při setkání s elektronem prostředí k anihilaci elektronu a pozitronu. Obě částice zaniknou a přemění se na dva fotony gama o energii 511 keV, vyletující z místa anihilace v protilehlém směru (v úhlu 180°).
(1.)
- **Interakce s zářením γ** - záření gama ztrácí energii při průchodu hmotným prostředím převážně fotoefektem, Comptonovým rozptylem a tvorbou elektron-pozitronového páru. Uplatnění jednotlivých mechanismů je závislé na energii záření gama a na objemové hmotnosti prostředí. Obecně platí, že u nižších energií převažuje fotoefekt, u vyšších Comptonův rozptyl a pro energie menší než 1 MeV se začíná uplatňovat tvorba párů. Při fotoefektu předá foton záření gama (rentgenového záření) celou svou energii elektronu hmotnému prostředí. Při Comptonově rozptylu předá primární foton gama část své energie elektronu prostředí a zbylou část energie nese nově vzniklý sekundární foton gama. Sekundární foton gama může následně ztratit svou energii fotoefektem nebo opět Comptonovým rozptylem. V hmotném prostředí může dojít k vícenásobnému Comptonovu rozptylu. (1.)

1.1.2 Detektory ionizujícího záření

- **Ionizační komora** - pracuje na principu ionizace plynu. Napětí na elektrodách je 150 - 350 V. Má malou citlivost pro gama záření.
- **Geigerův-Müllerův detektor** - pracuje na principu ionizace plynu (argon). Napětí na elektrodách je 400 - 800 V. Malá citlivost pro gama záření, ale vysoká detekční účinnost pro záření beta.
- **Proporcionální xenonový detektor** - pracuje na principu ionizace plynu (xenon). Napětí na elektrodách je 1200 - 1600 V. Vysoká detekční účinnost pro záření gama a beta.
- **Scintilační detektor** - detekuje záření na principu excitace elektronu do vyššího energetického stavu, přičemž návrat elektronu do základního stavu se projeví jako světelný záblesk. Detekce probíhá ve dvou krocích a to jako ionizující záření a jako viditelné záření.
- **Polovodičové detektory** - fungují stejně jako ionizační komory jen plyn je nahrazen polovodičem. Při průchodu částice s určitou energií vzniká pár elektron - díra. Výhodou použití polovodičů je skutečnost, že energie nutná k vytvoření páru elektron - díra je řádově 10x menší než energie potřebná k vytvoření páru elektron - iont.



Obrázek 6: Studnová ionizační komora



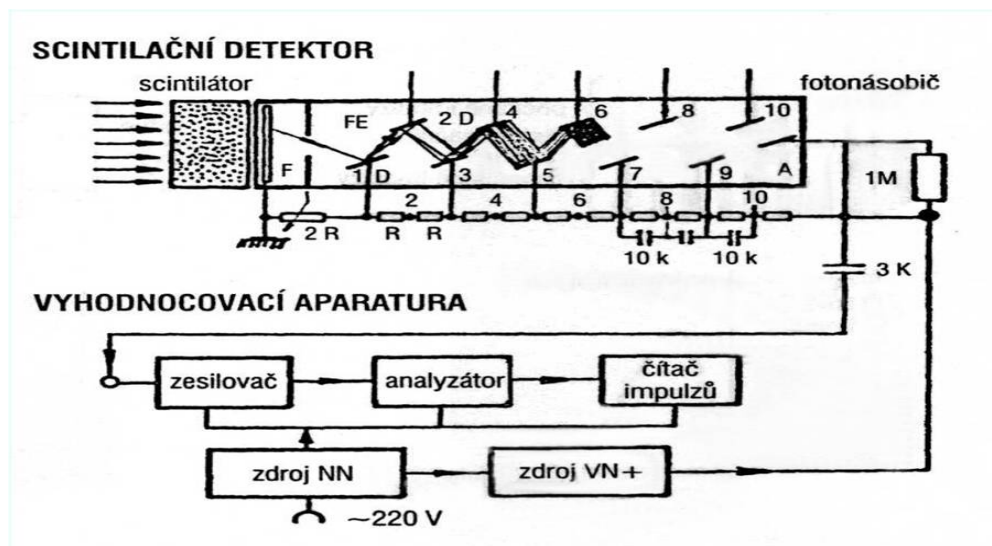
Obrázek 7: Ionizační komora - náčres



Obrázek 8: Proporcionální xenonový detektor



Obrázek 9: Geiger-Müllerovy trubice



Obrázek 10: Scintilační detektor

1.1.3 Biologické účinky ionizujícího záření

Při průchodu fotonů gama nebo rentgenového záření tkání může dojít ke třem událostem v závislosti na jejich energii:

- procházení tkání bez interakce, tj. nedojde k jejich rozptylu ani k absorpci
- jsou na své dráze zastaveny předáním veškeré své energie elektronům atomového obalu, dojde k jejich úplné absorpci fotoefektem
- ztratí jen část energie při Comptonově rozptylu na elektronech atomového obalu, jedná se o jejich částečnou absorpci.

Poslední dva procesy vedou k absorpci energie rentgenového nebo gama záření ve tkáni charakterizované veličinou zvanou absorbovaná dávka, zpravidla se označuje symbolem D , její jednotkou je joule na kilogram ($J \cdot kg^{-1}$). (1.)

Absorpce energie ionizujícího záření se děje v procesech ionizace a excitace atomů a molekul. Proběhne-li ionizace přímo v molekule kyseliny deoxyribonukleové (DNA) či v jiné makromolekule, mluví se o přímém účinku záření. Absorpce energie záření představuje první stádium mechanismu účinku nazývané stádium fyzikální. Ve stadiu fyzikálně chemickém nastávají sekundární fyzikálně chemické procesy zejména disociace molekul. V chemickém stadiu při radiolýze vody vznikají radikály $H\cdot$ a $OH\cdot$, jež interagují s biologicky důležitými molekulami, z nichž nejzávažnější následky má poškození molekuly DNA. Jedná se o nepřímý účinek záření. (1.)

Základní poruchou na úrovni buněčného jádra je úplný zlom dvojvlákna DNA. Takové poškození může vzniknout průchodem jediné částice hustě ionizujícího záření jádrem buňky. Hustě ionizující záření (např. částice alfa a neutrony) se vyznačuje vysokou hodnotou lineárního přenosu energie (LET - linear energy transfer), tj. energie záření absorbované na jednotku dráhy částice. Při průchodu řídce ionizujícího záření (rentgenového a gama záření, elektronů) tj. záření s nízkým LET, může vzniknout dílčí porucha - zlom jen jednoho vlákna v molekule DNA. (1.)

Hrubé poškození molekuly DNA může narušit buněčné dělení, tj. způsobit reprodukční smrt buňky, která se uplatňuje jako rozhodující mechanismus časných poškození z ozáření. Jiným typem poruchy DNA jsou změny v genetické informaci buňky - dochází k mutacím. Rozlišují se mutace genetické týkající se zárodečných žláz, jež jsou zodpovědné za genetické účinky a mutace somatické, jež mají úzký vztah k maligním transformacím uplatňujícím se v procesu kancerogeneze. (1.)

Deterministické účinky

Patří sem například akutní nemoc z ozáření, katarakta, potlačení krvetvorby a další. Tato postižení mají následnou charakteristiku:

- různé tkáně mají různý dávkový práh pro vznik deterministických účinků
- s rostoucí dávkou stoupá míra poškození
- projevy vznikají krátce po ozáření nebo v průběhu několika dnů až týdnů
- u počátečního mírného poškození může dojít k reparaci v krátké době, ale u vysoké dávky může dojít k progresivnímu poškození

Jestliže je dávka záření v těle a orgánech nižší než dávka prahová deterministické účinky nenastanou. Toto zjištění má velký význam v systému radiační ochrany.

Akutní nemoc z ozáření

Vzniká po jednorázovém ozáření celého těla nebo jeho větší části vyšší dávkou ionizujícího záření. Toto ozáření může být způsobeno vnějším zdrojem, vnitřní kontaminací nebo oběma těmito příčinami.

Fáze akutní nemoci z ozáření

- fáze prodromální - bezprostřední reakce organismu na ozáření, čím vyšší je dávka, tím jsou obtíže závažnější a trvají déle.
- fáze latentní - v závislosti na dávce dochází k částečnému nebo úplnému ústupu obtíží, které se objevily v prodromální fázi.
- fáze manifestní - v této fázi dochází k plnému rozvoji onemocnění. Tato fáze trvá obvykle 4 - 6 týdnů a v pouze v příznivém případě na ni navazuje fáze rekonvalescence.
- fáze rekonvalescence - podle závažnosti nemoci z ozáření dochází k úplnému nebo částečnému uzdravení organismu.

Formy akutní nemoci z ozáření

- dřeňová forma - nejdříve po 24 hodinách se rozvíjejí změny v krevním obrazu. Od 0,7 Gy se objevuje u pacientů na dávce závislý útlum krvetvorby, ten může vést v důsledku malé až nulové produkce krevních buněk k pancytopenii. Kostní dřev je nejvýznamnější poškozenou tkání při celotělové dávce 1 - 10 Gy. Kmenové buňky jsou tím více poškozeny, čím vyšší je dávka záření. Čím méně jsou kmenové buňky diferencované, tím jsou k záření citlivější. Erytropoéza je k ozáření citlivější než granulocytopoéza. Klinický obraz se v závislosti na dávce rozvíjí 3. - 6. týden po ozáření. Znamky regenerace krvetvorby jsou patrné již po prvním týdnu.
- gastrointestinální (střevní) forma - jedná se o nekrózu buněk střevních krypt. Střevní buňky jsou k ionizujícímu záření už od dávky 4 Gy. U dávek 10 - 100 Gy celotělového ozáření je střevní forma dominantním příznakem vyvíjející se nemoci z ozáření. U dávky 20 Gy a vyšší se zastaví reprodukce epitelálních buněk v kryptách a v průběhu 4 - 7 dnů dojde k obnažení sliznice. Dávka 10 Gy a více zastaví mototickou činnost

buněk během několika minut a dochází k narušení resorpční a bariérové střevní funkce. Důsledkem toho je porucha vstřebávání a zvýšené vylučování tekutin, bílkovin a elektrolytů. Toto může být doprovázeno bakteriální invazí čehož je výsledkem vznik toxémie s možným vznikem septického šoku.

- neurovaskulární forma - při dávkách nad 50 Gy přecházejí prodromální příznaky v apatii a dezorientaci, nastupuje hypotenze, poruchy dýchání, selhávání oběhu, křeče a bezvědomí.

Kromě akutní nemoci z ozáření mohou vzniknout ještě akutní lokální poškození mezi které patří:

- radiační dermatitis - vzniká v případech, kdy byl zdroj příliš blízko těla nebo v přímém kontaktu s tělem a pozorujeme u ní 3 stupně:
 - Erytematózní dermatitis - dávka na kůži 2 - 4 Gy, období latence trvá podle velikosti dávky 2 - 4 týdny. Poté se objeví lokální zarudnutí kůže.
 - Deskvamativní dermatitis - dávka na kůži kolem 20 Gy. V průběhu několika hodin se objevuje erytém. Období latence trvá 2 - 3 týdny, poté se formují puchýře a vzniká erytém, který může zasahovat do hlubších vrstev.
 - Nekrotická dermatitis - dávka na kůži převyšující 50 Gy. Následkem je postižení hlubších vrstev kůže a vzniku vředů. Hlubší vředy se obtížně hojí a i po zhojení se díky degenerativním změnám rozvíjí druhotný vřed vyžadující chirurgický zákrok.
- zákal oční čočky - u jednorázového ozáření dávkou vyšší než 1,5 Gy nebo při dlouhodobé expozici 4 - 6 Gy. Období latence trvá více jak 1 rok.

Stochastické účinky

Patří sem vznik zhoubných nádorů a genetické, čili dědičné účinky. Lze charakterizovat takto:

- jsou bezprahové, každé zvýšení dávky záření je spojeno s úměrným zvýšením pravděpodobnosti výskytu změn indukovaných zářením
- účinek opakovaných dávek je aditivní
- jejich frekvence se zvyšuje s dávkou, avšak jejich závažnost nikoliv, tj. stupeň malignity nádoru vyvolaného ionizujícím zářením nezávisí na dávce
- lze předpovědět vzestup těchto účinků v ozářené populaci, ale není možné rozpoznat v každém jednotlivém případě zda se jedná o následek ozáření, nádory a genetická

poškození se neliší od obdobných poruch zdraví vznikajících spontánně v neozářené populaci.(1.)

V radiační ochraně jsou u stochastických účinků definovány tyto pojmy:

- **Ekvivalentní dávka H_T** - je součin střední absorbované dávky v orgánu nebo tkáni D_{TR} a radiačního váhového faktoru w_R , který má pro beta a gama záření hodnotu 1, pro alfa záření případně neutrony až 20. Jednotkou ekvivalentní dávky je 1 Sievert - Sv ($J.kg^{-1}$). Pro beta a gama záření je číselně roven údaji v Gy.
(1.)
- **Efektivní dávka E** - zohledňuje skutečnost, že člověk je při styku se zdroji ionizujícího záření ozařován nerovnoměrně, je kalkulována jako součet součinů ekvivalentních dávek H_T a tkáňových váhových faktorů w_T , které vyjadřují rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků, určují podíl poškození jednotlivých orgánů a tkání na celkovém počtu stochastických poškození při celotělovém ozáření. Jednotkou efektivní dávky je Sievert - Sv ($J.kg^{-1}$). Efektivní dávka je ekvivalentní celotělové dávce, jež určuje stejné radiační riziko jaké vyplývá z nerovnoměrného ozařování těla. (1.)

1.1.4 Radiační ochrana

Řídí se následujícími předpisy:

Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů.

Vyhláška č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů. (10.)

Cílem radiační ochrany je zcela vyloučit deterministické účinky ionizujícího záření a omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na míru přijatelnou pro jednotlivce a společnost.

Každý, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření:

- musí dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který převáží rizika, jež při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout (princip zdůvodnění)
- je povinen dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby dávky ozáření osob a riziko ohrožení života, zdraví a životního prostředí byly tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek (princip optimalizace)
- je povinen omezovat ozáření osob tak, aby nepřesahovalo stanovené limity (princip nepřekročení limitů)

Obecně se rozlišují tři druhy ozáření (expozice):

- **ozáření při práci** - zahrnuje všechna ozáření pracovníků. k nimž došlo při práci jako důsledek práce.
- **lékařské ozáření** - ozáření osob jako součást vyšetřovacích a léčebných postupů na nich prováděných, patří sem i ozáření dobrovolníků neprofesionálů (rodinných příslušníků) při pomoci pacientům, návštěvníků pacientů a ozáření při lékařských výzkumech pomocí ionizujícího záření.
- **ozáření obyvatel** - sem spadají veškerá ostatní ozáření.

Zatímco profesionální ozáření a ozáření obyvatel jsou regulovány všemi třemi principy, tj. zdůvodněním, optimalizací a nepřekročením limitů, při lékařském ozáření pacientů se uplatňují jen první dva principy - lékařské ozáření nepodléhá limitům. (1.)

Radiační limity

Limity se vztahují na dávky způsobené jak zevním ozářením ze zdrojů mimo tělo, tak i vnitřním ozářením z radionuklidů vniklých do těla při vnitřní kontaminaci. Do dávek vztahovaných k limitům se nezahrnuje ozáření z přírodního pozadí.

- **obecné limity** - jsou platné pro obyvatele: pro efektivní dávku je to 1 mSv/rok, pro ekvivalentní dávku v oční čočce 15 mSv/rok a pro průměrnou ekvivalentní dávku v 1 cm² kůže hodnota 50 mSv/rok.

- **limity pro pracovníky v prostředí radiačního rizika** - efektivní dávka nesmí překročit za rok 20 mSv, ekvivalentní dávka v oční čočce 150 mSv za rok, průměrná ekvivalentní dávka na končetiny a kůži 500 mSv za rok.
- **limity pro studenty** - efektivní dávka nesmí překročit 6 mSv, ekvivalentní dávka v oční čočce 50 mSv, průměrná ekvivalentní dávka na končetiny a kůži 150 mSv.
- **limity pro ozáření ve zvláštních případech** - jsou platné pro osoby, které pečují o pacienty s aplikovanými radionuklidy doma (rodinné příslušníky) a ty, které s nimi přicházejí do styku - u dětí je to 1 mSv za rok, u dospělých 5 mSv za rok. (1.)

Kategorizace pracovišť nakládajících s ionizujícím zářením

Dělí se vzestupně podle stupně ohrožení zdraví a životního prostředí. Kategorizace závisí na míře možného ozáření pracovníků a obyvatelstva, zaměření radiační činnosti a náročnosti na zajištění radiační ochrany a rizika vzniku radiační nehody nebo havárie. V ČR dělíme pracoviště do čtyř kategorií.

- **I. kategorie** - pracoviště s kostním denzitometrem, zubním nebo veterinárním rentgenem.
- **II. kategorie** - pracoviště s rentgenovým zářením určeným k radiodiagnostice nebo radioterapii, oddělení nukleární medicíny.
- **III. kategorie** - pracoviště s urychlovačem částic, s významným zdrojem (brachyterapie), s otevřenými zářiči jako je oddělení nukleární medicíny, průmyslovým ozařovačem pro potraviny a pracoviště pro těžbu a zpracování uranové rudy.
- **IV. kategorie** - jaderná zařízení, úložiště radioaktivního odpadu

Kategorizace zdrojů ionizujícího záření

Dělí se na základě příkonu dávkového ekvivalentu, aktivity a hmotnostní aktivity radionuklidových zářičů. Podle vzestupného ohrožení zdraví a životního prostředí se dělí:

- Nevýznamné (požární hlásič)
- Drobné (více požárních hlásičů)
- Jednoduché (RTG, skiaskopie, CT)
- Významné (nukleární medicína, radioterapie)
- Velmi významné (jaderný reaktor)

Monitorování pracovníků, pracovního prostředí a okolí pracoviště

Pracovníci kategorie A na odděleních nukleární medicíny se vybavují osobním dozimetrem záření beta a gama dodávaným laboratoří Celostátní služby osobní dozimetrie (CSOD) v Praze. Filmový dozimetr je pracovníky nošen na levé přední straně pracovního oděvu v oblasti hrudníku po dobu jednoho měsíce. Po uplynutí tohoto kontrolního období se dozimetr odesílá k vyhodnocení do CSOD, o zjištěných dávkách je informováno pracoviště a současně SUJB. Dozimetry měří osobní ekvivalent, který se v CSOD přepočítává na efektivní dávku, v níž je vyjádřen radiační limit pro pracovníky vztahující se ke stochastickým účinkům. Pracovníci, u nichž jsou vystaveny zvýšené expozici ruce, nosí navíc prstové termoluminiscenční dozimetry, které se zasílají též k vyhodnocení do CSOD. Účelem měření radiační zátěže pracovníků pomocí osobních dozimetrů je kontrola, zda nebyl překročen roční limit efektivní dávky 20 mSv a ekvivalentní dávky na ruce 500 mSv. (1.)

Monitorování pracoviště

Uskutečňuje se měření dávkového příkonu záření gama a kontaminace povrchů radioaktivními látkami na řadě míst stanovených v kontrolovaném pásmu i mimo něj dle schváleného programu monitorování. K tomuto účelu se používají vhodné přístroje vybavené nejčastěji GM detektory. (1.)

Monitorování výpustí

Rozumí se měření objemové aktivity radionuklidů obsažených v odpadní vodě odcházející přes čističku nemocnice do městské kanalizace. (1.)

V programu monitorování vypracovaném na každém oddělení nukleární medicíny jsou stanoveny hodnoty měřených veličin dávkového příkonu, povrchové kontaminace, objemové aktivity odpadní vody aj., které nesmějí být během provozu pracoviště překročeny. (1.)

Radiační ochrana pracovníků

V nukleární medicíně i v jiných oborech využívajících ionizující záření se k radiační ochraně pracovníků využívají níže uvedené metody. Tam, kde je to možné se tyto metody kombinují.

- **ochrana vzdáleností** - zakládá se na tom, že dávka resp. dávkový příkon záření gama a rentgenového záření klesají s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. Pracovníci se musejí snažit aby byli při práci od zdrojů co nejdále (použití pinzet, peánů a manipulátorů při uchopení lahviček s radiofarmaky), nesmějí zbytečně prodlévat v blízkosti pacientů, kterým byla aplikována radiofarmaka aj. (1.)
- **ochrana časem** - využívá skutečnost, že dávka pracovníka roste s dobou, po kterou pobývá v blízkosti zdroje záření. snižování času potřebného pro manipulaci s radiofarmaky závisí na optimalizaci pracovních úkonů. (1.)
- **ochrana stíněním** - realizuje se tím, že mezi zdroj záření a pracovníka se umístí uje stínící vrstva vhodného materiálu a vysoké hustotě, který výrazně zeslabuje svazek záření. Z dostupných materiálů s touto schopností se používá nejvíce olovo, příp. wolfram. (1.)

1.1.5 Přístroje v nukleární medicíně

V nukleární medicíně je nejvíce využívána scintilační gamakamera.

Scintilační kamera

Nejvíce využívaným typem scintilační kamery je Angerova kamera, kterou Hal O. Anger sestrojil v roce 1954. Detektor této kamery se skládá ze scintilačního krystalu, světlovodiče, souboru fotonásobičů a kolimátoru.

Scintilačním krystalem je jodid sodný aktivovaný thaliem nejčastěji obdélníkového tvaru o rozměrech 40 - 50 cm a tloušťce obvykle 12,7 mm u starších kamer nebo 9,5 mm u modernějších typů. Nad krystalem je uloženo 60 - 90 fotonásobičů připojených ke krystalu světlovodičem, který usnadňuje převod světelných fotonů ze záblesku v krystalu. Foton záření gama vyvolá v krystalu scintilaci, světelné fotony se šíří všemi směry a dopadají na fotokatody jednotlivých fotonásobičů. Nejvíce světelných fotonů se dostane do fotonásobiče, který je nejbližší místu interakce fotonu gama s krystalem (místu záblesku), na jeho výstupu vznikne impulz, jehož amplituda je větší než amplituda impulzů ze vzdálenějších fotonásobičů. Pomocí počítačových obvodů se vyhodnotí výstupní signály všech fotonásobičů, čímž vznikne impulz označovaný Z přiváděný do amplitudového analyzátoru. Dále se stanovují souřadnice X a Y místa, v němž došlo v krystalu ke scintilaci. (1.)

Parametry scintilační kamery ovlivňující obraz

Jedná se o homogenitu zorného pole, prostorovou rozlišovací schopnost a citlivost.

- **Homogenita** - je schopnost kamery zobrazit homogenní rozložení aktivity ve zdroji záření jako obraz s homogenním jasem, při poruše homogenity se zdroj zobrazuje jako heterogenní plocha s oblastmi nerovnoměrné intenzity.
- **Prostorová rozlišovací schopnost** - vyjadřuje se jako šířka profilu v obraze bodového nebo liniového zdroje v polovině výšky tohoto profilu - označuje se FWHM.
- **Citlivost** - rozumí se četnost impulzů měřená s plošným zdrojem fotonového záření o průměru 10 cm vztažená na 1 MBq. Citlivost kamery je nepřímo úměrná její prostorové rozlišovací schopnosti, čím je citlivost větší, tím je horší rozlišení (tím větší je FWHM) a obráceně.

Kolimátory

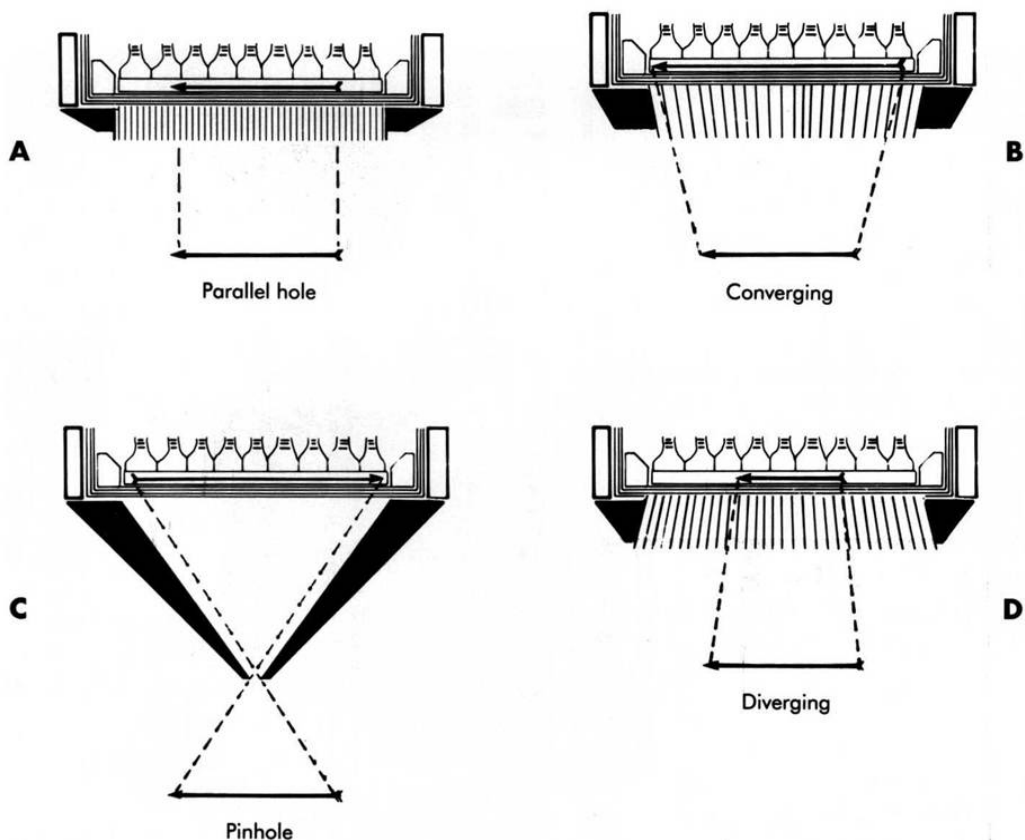
Kolimátor je primárním "optickým členem" scintilační kamery, kterým jako prvním prochází záření gama. Jeho úkolem je provést co nejdokonalejší projekci distribuce radioaktivity ve vyšetřovaném objektu pomocí záření gama do roviny velkoplošného scintilačního krystalu. Na vlastnostech kolimátoru proto do značné míry závisí konečná kvalita scintigrafického obrazu. Kolimátor je clona ze stínícího materiálu (olovo, wolfram), která vymezuje směr fotonů dopadajících na scintilační krystal a též zorné pole kamery. Kolimátor je deska s větším počtem hustě a rovnoměrně rozmístěných otvorů určitého tvaru, velikosti a směru s výjimkou kolimátoru pinhole, který má pouze jeden otvor.

Bez zeslabení procházejí kolimátorem (a na krystal dopadají) pouze fotony letící ve směru osy otvorů kolimátoru. Ostatní fotony jiných směrů jsou absorbovány v olověných přepážkách (septech) mezi otvory, na krystal nedopadají a nejsou detekovány.

Kolimátory se u scintilačních kamer dají měnit – existuje několik typů kolimátorů s jednoznačně definovanými vlastnostmi, podle kterých se řídí jejich použití.

Rozdělení kolimátorů podle konfigurace otvorů

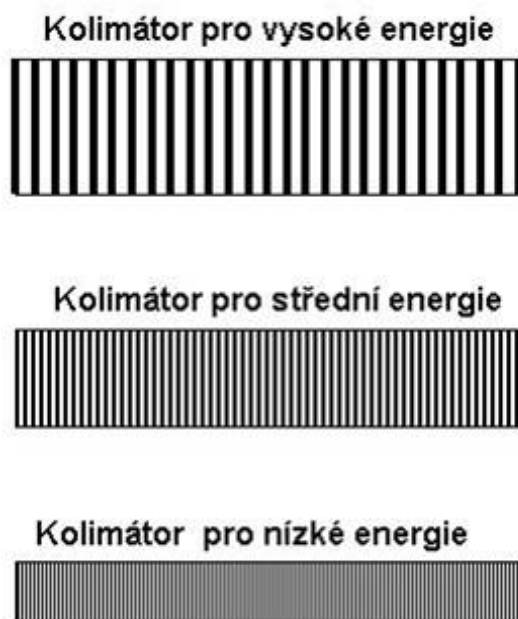
- **Kolimátory paralelní** - jedná se o nejpoužívanější typ. Obraz objektu, který se vytváří v detektoru je stejně veliký jako zobrazovaný objekt. Vzdálenost objektu od kolimátoru nemá na velikost zobrazovaného objektu žádný vliv.
- **Kolimátory konvergentní** - otvory se sbíhají do jednoho bodu (ohnisko). Zvětšují obraz, který se promítá na scintilační krystal kamery.
- **Kolimátory divergentní** - otvory se rozbíhají do určitého bodu (ohnisko). Zmenšují obraz, který se promítá na scintilační krystal kamery.
- **Kolimátor pinhole** - jednoděrový kolimátor. Jeho detekční účinnost je malá, ale má vysoké rozlišení (4 mm). Velikost obrazu velmi silně závisí na vzdálenosti zobrazovaného objektu od otvoru kolimátoru Pinhole. Pokud je vzdálenost zobrazovaného předmětu od otvoru menší než vzdálenost otvoru od krystalu kamery, poskytuje Pinhole zvětšený a převrácený obraz, čehož se využívá při scintigrafii štítné žlázy. (9.)



Obrázek 11: Kolimátory-konfigurace otvorů

Rozdělení kolimátorů podle energie gama

- **Pro vysoké energie** - kvůli zabezpečení dostatečné absorpce záření gama, které přichází ze šikmých směrů, musí mít robustní konstrukci a dostatečně silné přepážky mezi otvory
- **Pro střední energie** - mají taky robustní konstrukci, tloušťka přepážek mezi otvory je 2 - 3 mm. Používají se nejčastěji pro scintigrafii s ^{131}I s energií gama záření 364 keV.
- **Pro nízké energie** - jejich konstrukce není tak robustní, tloušťka přepážek mezi otvory je 0,2 - 0,5 mm. Používají se pro scintigrafii $^{99\text{m}}\text{Tc}$ s energií gama záření 140 keV.



Obrázek 12: Kolimátory podle energie gama

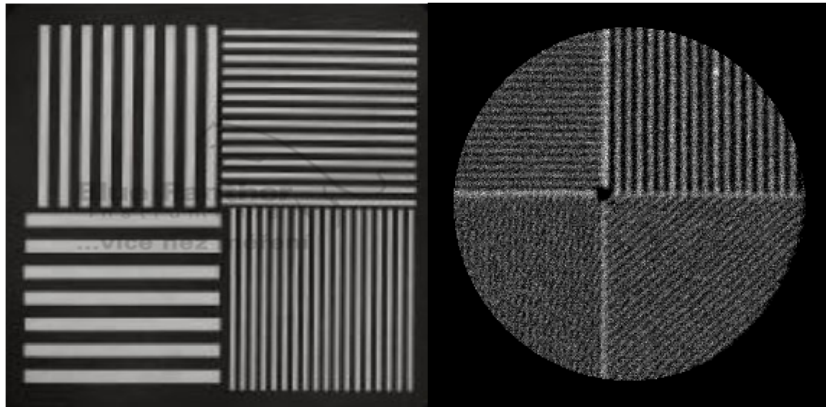
Rozdělení kolimátorů podle rozlišení a citlivosti

Toto rozdělení se týká pouze kolimátorů pro nízké energie, protože u kolimátorů pro vysoké a střední energie nelze kvůli silným přepážkám mezi otvory dosáhnout vysoké citlivosti ani vysokého rozlišení.

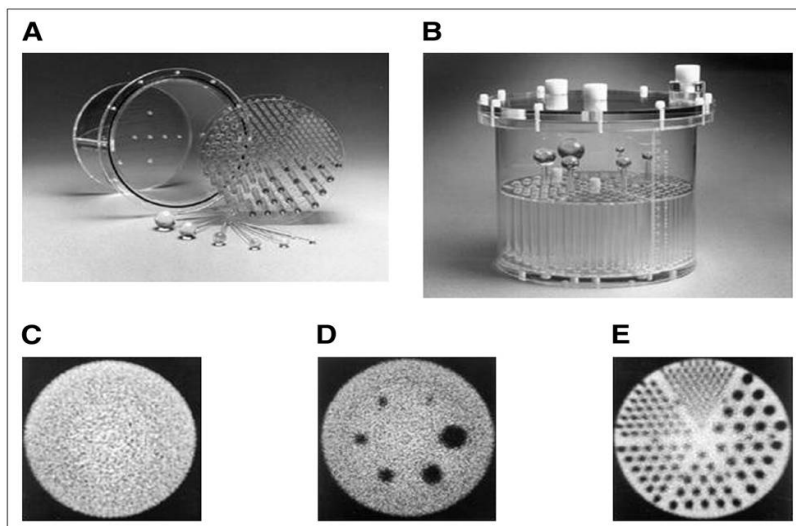
- **Kolimátory s vysokou účinností** - mají krátké a o něco větší otvory, díky čemuž jimi může procházet co nejvíce záření gama z většího prostorového úhlu pro každý otvor. Tato zvýšená účinnost záření může za horší rozlišovací schopnost zobrazení, která se zhoršuje se vzdáleností od kolimátoru.
- **Kolimátory s vysokým rozlišením** - jedná se o momentálně nejpoužívanější typ kolimátoru. Mají delší a užší otvory s tenkými přepážkami, v důsledku čehož každý otvor snímá záření z menšího prostorového úhlu než u kolimátoru s vysokou účinností. Kvůli vyššímu rozlišení mají menší detekční účinnost.
- **Kolimátory s ultra-vysokým rozlišením** - Mají dlouhé a drobné otvory s dostatečně tenkými přepážkami. Jejich velmi vysoká rozlišovací schopnost se jen pomalu zhoršuje se vzdáleností objektu od kolimátoru. Senzitivita je však výrazně snižena.

Rozlišovací schopnost gamakamer

Je to vzdálenost, v níž se dvě kapiláry, které jsou naplněné ^{99m}Tc a položené na detektoru gamakamery zobrazí ve scintigrafickém obraze jako dvě radioaktivní čáry. Když kapiláry přiblížíme k sobě, tak ve scintigrafickém obraze splynou v jednu čáru.



Obrázek 13: Planární čárový fantom

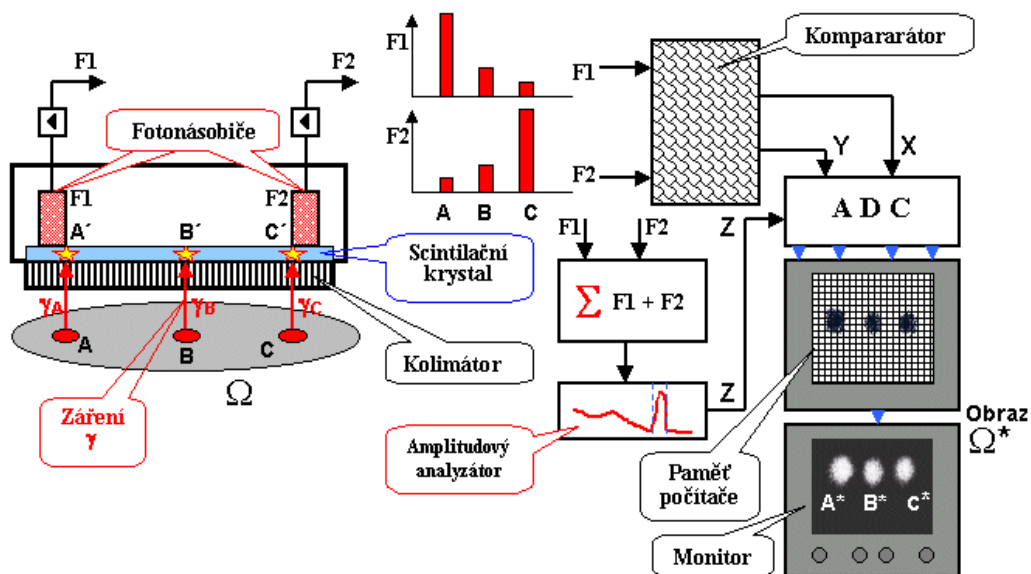


Obrázek 14: Jaszczak fantom pro SPECT

Kontrola kvality gamakamer

Drobné odchylky v detekční účinnosti jednotlivých míst scintilačního krystalu a v účinnosti sběru scintilačních fotonů z krystalu jednotlivými fotonásobiči vedou k tzv. nehomogenitě zorného pole detektoru kamery. Ta se projevuje jednak arteficiálním snížením či zvýšením počtu impulsů v určitých místech obrazu. (9.)

Nehomogenitu lze snížit seřízením jednotlivých fotonásobičů na stejnou účinnost (stejnou polohu fotopíky), jednak počítačovou korekcí pomocí vhodné matice korekčních koeficientů, která se získá z nasnímaného obrazu homogenního zdroje (plošný zdroj s ^{57}Co s kolimátorem nebo bodový zdroj s $^{99\text{m}}\text{Tc}$ bez kolimátoru). Odchylka v homogenitě mezi jednotlivými částmi zorného pole gamakamery musí být $< 1\%$. (9.)



Obrázek 15: Schéma scintilační gamakamery

Emisní tomografie

Máme dva typy emisní počítačové tomografie:

- **Jednofotonová emisní tomografie SPECT** - využívá gama radionuklidy
- **Pozitronová emisní tomografie PET** - využívá pozitronové (beta +) radionuklidy

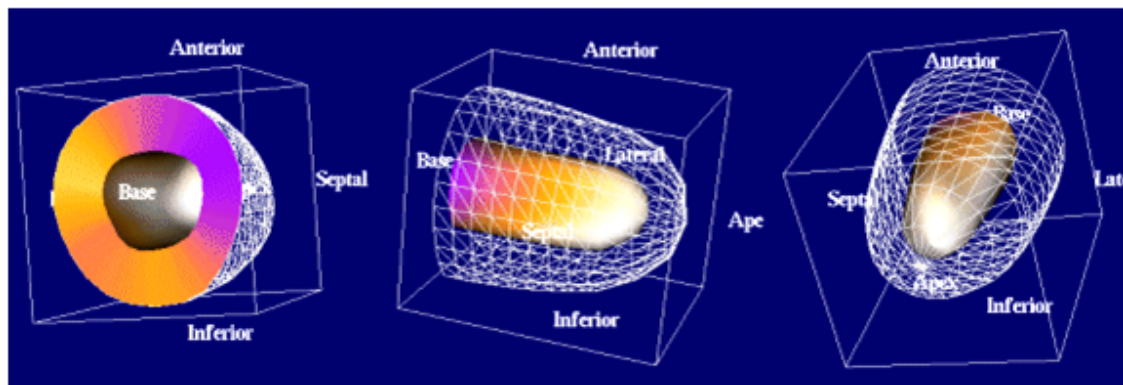
Každý živý organismus je objekt trojrozměrný a stejný charakter má tedy i distribuce radioindikátoru. Planární scintigrafický obraz, který je dvourozměrnou projekcí skutečnosti, může proto zachycovat jen část reality. O distribuci radioindikátoru v hlubokém třetím rozměru, kolmém k čelu kolimátoru, nemůžeme z planárního scintigrafického obrazu nic zjistit. Planární scintigrafické obrazy mají z tohoto hlediska závažné úskalí - možnost překrývání a superpozice struktur uložených v různých hloubkách. Pomáháme si zde sice zobrazováním ve více různých projekcích, avšak riziko falešného nálezu či neodhalení anomálie v hloubi organismu, překryté jinou strukturou, nelze nikdy vyloučit. Superpozice záření z různých hloubek zobrazovaného objektu dále vede ke snížení kontrastu zobrazení lézí, které jsou v planárním obraze překrývány zářením z tkáňového pozadí. Pro odstranění těchto nevýhod planární scintigrafie a pro získání komplexního zobrazení struktur v různých hloubkách byla vyvinuta tomografická scintigrafie poskytující trojrozměrné zobrazení distribuce radioindikátoru. Jednou z hlavních předností tomografického zobrazení je v podstatě vyšší kontrast zobrazení lézí (až 10-krát), které na transverzálních řezech nejsou překrývány zářením z tkáňového pozadí. (9.)

Jednofotonová emisní tomografie SPECT

Vlastní tomografická scintigrafie SPECT pak spočívá v tom, že kamera postupně obíhá kolem vyšetřovaného objektu a pod řadou různých úhlů snímá (planární) scintigrafické obrazy vyšetřovaného objektu - většinou 32 či 64 obrazů pod úhly 0° – 360° . Obíhání detektorů kamery kolem vyšetřovaného objektu může být buď plynulé (kontinuální) nebo krokové (step-by-step) - kamera se pootočí o určitý úhel s zastaví se, po předvolenou dobu probíhá akvizice, pak se opět pootočí a daný úhlový krok a probíhá střádání dalšího snímku. Z geometrického hlediska může být oběh detektorů kruhový (circular) - ten se používá nejčastěji, nebo eliptický (non-circular). (9.)

Z této série planárních scintigrafických obrazů snímaných pod různými úhly (jsou to tedy rovinné projekce distribuce radioindikátoru do různých úhlů) se pak počítačově rekonstruuje obraz distribuce radioaktivity v myšleném příčném řezu vedeném vyšetřovaným objektem. Takovou rekonstrukci lze provést pro každý řádek obrazové matice úhlově snímaných obrazů, takže nám v paměti počítače vznikne celá série "vedle sebe naskládaných" obrazů příčných řezů - jakýsi trojrozměrný "válec" (u kamer s kruhovým zorným polem) či "krychle" (resp. kvádr - u kamer s kvadrangulárním zorným polem), představující trojrozměrné zobrazení distribuce radioindikátoru ve vyšetřovaném objektu.

Buňky tohoto trojrozměrného obrazu mají již objemový charakter a nazývají se "voxely". Tímto trojrozměrným obrazem v paměti počítače pak metodami počítačové grafiky můžeme vést a zobrazovat na monitoru řezy v libovolných směrech - tedy nejen primární transversální řezy, ale i řezy podélné a šikmé, můžeme provádět různé geometrické reorientace a další úpravy tak, abychom co nejpřehledněji zobrazili požadovanou strukturu. Pomocí metod počítačové grafiky lze pomocí vhodného stínování a perspektivního úhlového zobrazení vytvářet trojrozměrné 3D-obrazy s řadou počítačových efektů, které jsou sice umělé a nemusí přímo odrážet skutečnost, avšak jsou velmi názorné a efektní. (9.)



Obrázek 16: 3D SPECT perfúze myokardu

Používají se dvě metody počítačové rekonstrukce:

Metoda zpětné projekce

Zpětná projekce počítačově simuluje inverzní proces k akvizici studie SPECT: Jako kdyby detektor kamery vysílal z každé polohy (úhlu, kde byl při rotaci a nastřádal tam příslušný snímek) a z každé své buňky paprsky záření - o intenzitě modulované obrazem (nastřádanou informací v buňce) - zpět ve směru k vyšetřovanému objektu, kde tyto paprsky "vykreslují" obraz příčného řezu v myšlené obrazové matici umístěné ve středu rotace. Informace obsažená v jednom daném pixelu obrazu nastřádaného z určitého úhlu je přenesena do všech pixelů vznikající matice příčného řezu, nacházejících se v přímce kolmé k detektoru. Různě "intenzivní" paprsky z různých úhlů pak při průchodu vytvářenou obrazovou maticí "ozařují" a "osazují" jednotlivé elementy (buňky, pixely) různě velkými čísly, které se při průchodu dalších paprsků (z dalších úhlů) sčítají. V místech, kterými prochází nejvíc paprsků o vyšší intenzitě, vznikají "horká" místa s vysokým nahromaděním impulsů - odpovídají místům s vyšší koncentrací radioindikátoru ve vyšetřovaném objektu. (9.)

Metoda iterativní rekonstrukce

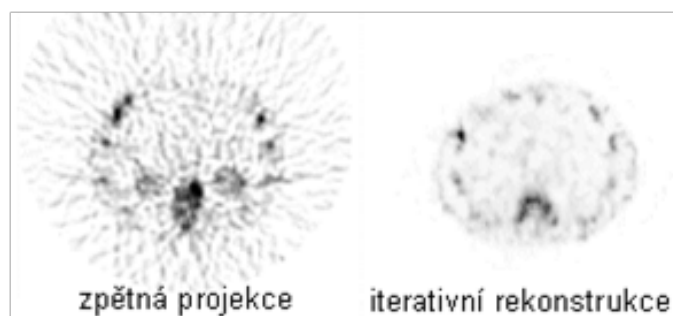
Iterativní metoda rekonstrukce hledá pomocí postupných aproximací takový obraz příčného řezu, který by co nejlépe odpovídal jednotlivým nasnímaným projekcím pod různými úhly. Jedná se o algebraickou rekonstrukční techniku (ART). (9.)

Iterativní rekonstrukce probíhá v následujících etapách:

- Stanoví se počáteční odhad obrazu příčného řezu - 0. aproximace
- Porovnáním matematicky simulovaných projekcí tohoto obrazu se skutečně nasnímanými projekcemi pro jednotlivé úhly se stanoví příslušné odchylky pro jednotlivé buňky obrazu.
- Na základě těchto diferencí se provedou příslušné opravy b bodech původního obrazu - vznikne 1. aproximace
- Body 2 a 3 se cyklicky opakují - těmito iteracemi vzniká postupně 2., 3., ..., n-tá aproximace, které by měly stále lépe a přesněji vystihovat skutečnou distribuci radioindikátoru v příčném řezu vyšetřovaným objektem.

Interakce se opakují tolikrát, dokud není splněno určité konvergenční kritérium, např. požadovaná přesnost nebo předvolený počet iterací. (9.)

Oproti metodě zpětné projekce má iterativní metoda tu základní přednost, že nevznikají hvězdicové artefakty. Rovněž v oblastech s nízkou radioaktivitou jsou obrazy příčných řezů "čistší" a kontrastnější - neobsahují "filamenty" jako pozůstatky po paprscích zpětné projekce. Další výhodou iterativní rekonstrukce je možnost zavedení některých korekcí přímo do algoritmu rekonstrukce - korekce na vlastnosti kolimátoru, závislost rozlišení na vzdálenosti od kolimátoru,... (9.)



Obrázek 17: SPECT rekonstrukce

Pozitronová emisní tomografie PET

Pozitronová emisní tomografie (PET) je metoda scintigrafického zobrazení distribuce pozitronových (beta+) radionuklidů, využívající koincidenční detekci dvojice fotonů anihilačního záření gama (o energii 511 keV), vznikajících při anihilaci pozitronu beta+ a elektronem a vylétajících v místa svého vzniku v protilehlých směrech - pod úhlem 180°. Této koincidenční detekce dvojice anihilačních fotonů je využito k elektronické kolimaci záření gama a k následné rekonstrukci tomografických obrazů.

Fotony gama vzniklé při anihilaci pozitronu a elektronu mají tři význačné vlastnosti:

- Vylétají z místa anihilace současně a protisměrně – pod úhlem 180°
- Pohybují se po přímkových drahách
- Pohybují se rychlostí světla, takže v laboratorních měřítkách mohou být detekovány prakticky současně

Tyto vlastnosti umožňují tzv. koincidenční detekci dvojic anihilačních fotonů: měřený pozitronový zářič umístíme mezi dva detektory, jejich výstupy zapojíme do elektronického koincidenčního obvodu. Tímto obvodem projdou do další elektronické aparatury jen impulsy odpovídající současně detekci fotonů v obou detektorech. (9.)

Nastane-li anihilace mimo tento prostor spojnice, pak i v případě detekce některého fotonu jedním detektorem, není druhý z anihilačních fotonů zachycen protilehlým detektorem – na výstupu koincidenčního obvodu se impuls neobjeví. Když se tedy na výstupu koincidenčního obvodu objeví impuls, znamená to, že v některém z bodů na spojnici detektorů nastala anihilace pozitronu a elektronu. (9.)

Obklopíme-li vyšetřovaný objekt pozitronovým radionuklidem větším počtem protilehle umístěných detektorů v koincidenčním zapojení, dosáhneme tím cílené směrové detekce anihilačních gama fotonů – jejich elektronické kolimace, bez nutnosti fyzického odstínění olověným děrovým kolimátorem. (9.)

Princip snímání PET

Detektor scintilační kamery PET má prstencové uspořádání segmentů velkého počtu malých scintilačních krystalů v optickém kontaktu s fotonásobiči, snímajícími záblesky vzniklé interakcí záření gama se scintilačním krystalem. Vzhledem k poměrně vysoké energii anihilačního záření 511keV se ve scintilačních krystalech místo obvyklého NaI (Tl) používá materiál BGO nebo LSO s větší hustotou, který má větší detekční účinnost záření gama.

Průměr detektorového prstence bývá 60 – 80 cm. Jednotlivé scintilační krystaly s rozměry kolem 4x4 mm a jsou upevněny do bloků spolu s fotonásobiči. (9.)

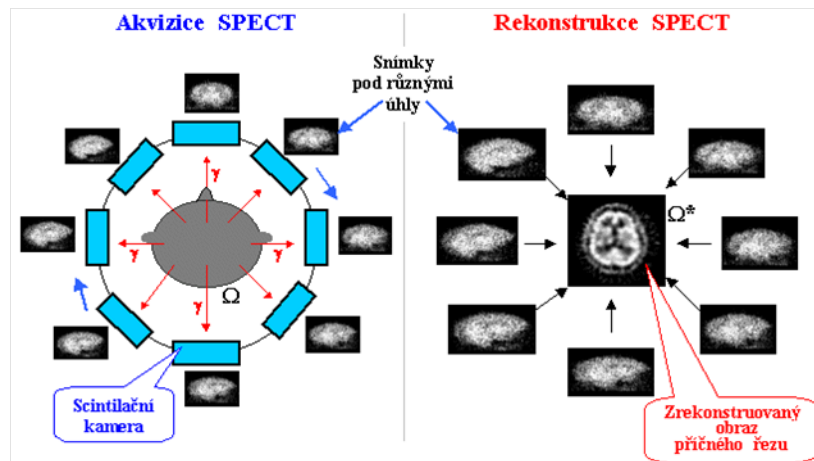
Hybridní PET/CT

Kombinace PET a CT umožňuje fúzi funkčních a anatomických (morfologických) obrazů. Hybridní PET/CT zlepšuje diagnostický potenciál vyšetření a poskytuje synergické efekty metod. PET i CT jsou uspořádány za sebou. Hybridní systém poskytuje vyšší kvalitu vzájemné registrace obou vyšetření než prostá fúze obrazu z dedikovaného PET a CT. (9.)

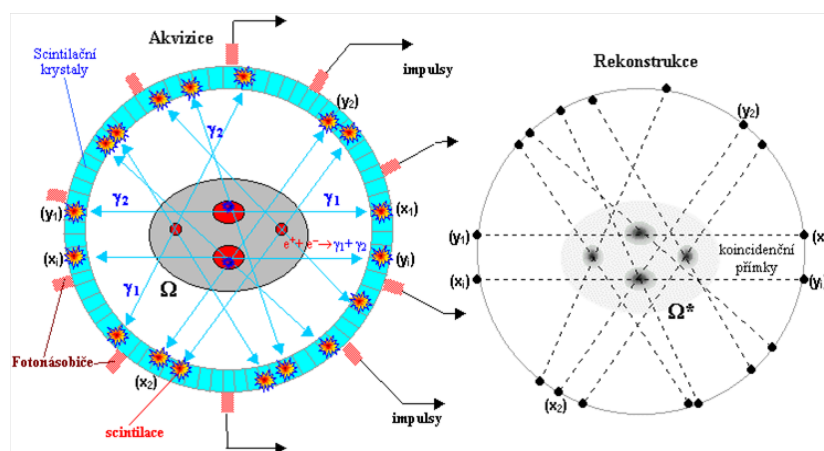
Rozdíly PET versus SPECT

Rozdílem oproti SPECT je to, že detektory u PET nejsou opatřeny olověnými kolimátory s mnoha otvory, neboť kolimace je realizována elektronicky, což vede k podstatně vyšší detekční účinnosti PET ve srovnání se SPECT (Kde je část záření absorbována v septech kolimátoru).

Další rozdíl spočívá v tom, že zobrazovací detektor kamery SPECT se musí otáčet kolem pacienta, aby byly stříhány projekce pod různými úhly. U PET se detektory neotáčejí, jsou stacionární - prstencové detektory stříhají data ze všech projekčních úhlů současně. (9.)



Obrázek 18: SPECT - schéma



Obrázek 19: PET - schéma

1.2 Radiologický asistent

Je zdravotnický pracovník, který provádí činnosti v rozsahu své způsobilosti k výkonu povolání dle platných právních předpisů, a to zejména provádění praktické části radiologických zobrazovacích postupů a poskytování specifické ošetrovatelské péče a dále v obecně odůvodněných případech stanovených těmito národními radiologickými standardy provádí jednotlivá lékařská ozáření v souladu s místními standardy. V případě provedení praktické části lékařského ozáření a v obecně odůvodněných případech (které jsou definovány) je nositelem klinické odpovědnosti. Provedení ozáření stvrzuje svým podpisem na žádost o provedení vyšetření - lékařského ozáření. (10.)

1.3 Anatomie mozku

Mozek je orgán sloužící jako organizační a řídicí centrum nervové soustavy. Vzniká z přední části neurální ploténky a v průběhu zárodečného vývoje se objevují oddíly plnicí odlišné funkce, které spolupracují a dohromady tvoří hlavní orgán centrální nervové soustavy. Mezi hlavní části mozku patří prodloužená mícha, Varolův most, mozeček, střední mozek, mezimozek a koncový mozek.

- **Prodloužená mícha** - latinsky medulla oblongata, je spojovacím článkem mezi dalšími oddíly mozku a páteřní míchou. Stavbou je podobné páteřní míše, ale obsahuje i mnoho struktur zadního a středního mozku. Evolučně je nejstarší částí mozku.
- **Varolův most** - latinsky pons Varoli, je úsek mozkového kmene, který navazuje na oblongatu. Nacházejí se v něm některé struktury z oblongaty a jádra hlavových nervů, ale nejdůležitější jsou pontinní jádra, která přivádějí informace do mozečku.
- **Mozeček** - latinsky cerebellum, jde o koordinační centrum motoriky. Šedá hmota se skládá z kůry mozečku a mozečkových jader. Bílá hmota přivádí informace do mozečkové kůry z mozkové kůry, vestibulárních jader, rovnovážného ústrojí a z míchy a všechna tato vlákna v mozečku tvoří tzv. strom života (arbor vitae)
- **Střední mozek** - latinsky mesencephalon, umožňuje zprostředkování důležitých reflexů. Procházejí jím dráhy vedoucí signály z páteřní míchy do mozečku a mozkové kůry a naopak.

- **Mezimozek** - latinsky diencephalon, jedná se o soubor šedých hmot okolo třetí mozkové komory mající velký funkční význam. Skládá se z thalmu, hypothalamu, subthalamu, metathalamu a epithalamu.
- **Koncový mozek** - latinsky telencephalon, jedná se o největší a vývojově nejmladší oddíl centrální nervové soustavy. Je složen ze dvou hemisfér, které jsou spojeny vazníkem (corpus callosum). Plášť pokrývající povrch koncového mozku je tvořen mozkovou kůrou. V hemisférách se nachází postranní komory, komunikující otvory se třetí komorou, která se nachází v mezimozku a přes mokovod je třetí komora propojená i se čtvrtou komorou, která se nachází v zadním mozku.

Lidský mozek má objem zhruba 1450 cm^3 a váhu 1300 - 1400 g, to znamená asi 2% lidské váhy. Obsahuje 50 - 100 miliard neuronů, ze kterých jsou 10% pyramidní buňky v mozkové kůře a až biliarda synaptických spojení existuje mezi nervovými buňkami. Z buněčného hlediska je mozek složen z gliových a nervových buněk. Místa obsahující těla neuronů se nazývají šedá hmota a místa bohatá na nervová vlákna bílá hmota.

1.4 Scintigrafie

Radioizotopová diagnostika in vivo je hlavní metodou nukleární medicíny, při které aplikujeme vhodnou chemickou látku s navázaným radionuklidem, tzv. radiofarmakum, do organismu. Radiofarmakum vstoupí do metabolismu a distribuuje se podle toho jakou farmakokinetiku daná radiofarmakum má.

Na začlenění radiofarmaka do metabolických procesů závisí jeho chemická stavba. Aplikovaný radionuklid umožňuje svým vyzařováním zevní detekci distribuce této látky pomocí scintigrafie nebo můžeme sledovat jeho množství v odebraných vzorcích (krev, moč). Při terapii záření radionuklidu působí biologickými účinky na buňky tkáně, ve které se radiofarmakum akumuluje.

Scintigrafie se provádí pomocí scintilační gamakamery, což je přístroj snímající fotony záření gama současně z celého zorného pole, které převádí na elektrické impulzy a pomocí nich vytváří scintigrafický obraz distribuce radioindikátoru v tomto zorném poli.

Druhy scintigrafie

- **Statická** - prostý dvourozměrný scintigram vyšetřované oblasti
- **Dynamická** - série dvourozměrných scintigramů vyšetřované oblasti, které jsou snímány postupně v různých časech

Rozdíl mezi těmito dvěma druhy scintigrafie je jako mezi fotografováním a filmováním. Filmový záběr je složen z velkého počtu statických snímků v rychlém sledu za sebou a ty pak při rychlém promítnutí vzbuzují dojem plynulých pohybů.

1.5 Scintigrafie mozku

V současné době je využívána receptorová diagnostika. Stále větší uplatnění má v diferenciální diagnostice parkinsonského syndromu, svoje místo má při vyšetření regionálního průtoku mozku, v diferenciální diagnostice demence, u epilepsií, při průkazu mozkové smrti.
(3.)

1.5.1 Princip

Toto vyšetření slouží k zobrazení rozložení regionálního průtoku mozku. Lipofilní radiofarmakum po i. v. aplikaci prochází přes neporušenou hematoencefalickou bariéru a vstupuje do mozkových buněk. Úroveň akumulace v určitých částech mozku závisí na průtoku a funkčním stavu mozkových buněk, ve kterých je radiofarmakum fixováno.

1.5.2 Kontraindikace

Pokud se nejedná o neodkladný případ je jedinou kontraindikací těhotenství a období kojení. Pokud vyšetření proběhne v období laktace, je vhodné přerušit kojení minimálně na 12 hodin.

1.5.3 Radiofarmakum

Všechna radiofarmaka se musejí skládat ze dvou složek. První složka tzv. neradioaktivní kit, který transportuje radioizotop do vyšetřované oblasti. Druhou složkou je látka, která nám požadovanou tkáň viditelně označí. Ke značení se využívá radioaktivní prvek. Nejčastěji využívaným radioaktivním prvkem je metastabilní technecium (^{99m}Tc), což je otevřený gama zářič s poločasem rozpadu 6 hodin a energií 140 keV.

^{99m}Tc získáme pomocí elučního molybden-techneciového generátoru ($^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$), který má olověné stínění. Mateřským prvkem je molybden s poločasem rozpadu 66 hodin. V generátoru se vyskytuje jako molybdenan sodný (Na_2MoO_4), který je pevně vázán na oxid hlinitý (Al_2O_3). V eluční koloně dojde k vymytí technecia pomocí fyziologického roztoku (NaCl), který musí být sterilní a musí mít stejný osmotický tlak jako vnitřní prostředí. Takto nám vznikne jako konečný produkt technecistan sodný ($\text{Na}^{99m}\text{TcO}^4$), kterým se naplní prázdná lahvička, která musí být sterilní a apyrogenní.

Pro scintigrafii mozku se používají radiofarmaka ^{99m}Tc -hexa-methyl-propylén-amin-oxim (HMPAO) a ^{99m}Tc -bicysteinát (ECD). Obě tato radiofarmaka jsou lipofilní, rychle pronikají skrze hematoencefalickou membránu a vážou se ireversibilně v šedé koře mozkové (v mozečku, neuronech a bazálních gangliích).

Aplikovaná aktivita radiofarmaka je 800 MBq. Snížená akumulace radiofarmaka je vidět pomocí SPECT u CMP, TIA, demencí, v epileptogenním fokusu v interiktálním stádiu a u poranění mozku. Naopak zvýšená akumulace je vidět v epileptogenním fokusu v iktálním stádiu.



Obrázek 20: Eluční generátor ^{99}Mo - ^{99m}Tc

1.6 Patologie

Patologii dělíme na nádorová a nenádorová postižení mozku. Jednotlivá postižení jsou popsána níže.

1.6.1 Nádorová postižení mozku

Základní rozdělení nádorů je intraaxiální (vycházející z mozkové tkáně) - např. astrocytom, oligodendrogliom, ependymom a nádory extraaxiální mají původ v tkáních okolních - např. meningeom, adenom hypofýzy. Dalším možným členěním je na nádory primární a sekundární, resp. mozkové metastázy. Rozlišení na nádory maligní a benigní nemá vždy ostrou hranici, a proto histologové určují stupně malignity 1.-4. stupně. (3.)

Intraaxiální nádory

Mezi intraaxiální nádory patří gliomy, ty tvoří více než 50% nádorů CNS, neuronální a smíšené neurogliální nádory, které jsou poměrně vzácné a metastázy mozku včetně lymfomu.

Dělení gliomů

Astrocytomy

- low-grade astrocytom - průměrná doba přežití je 10 let. Po podání kontrastní látky skoro nikdy neenhancuje (nezvyšuje svůj signál) a jen výjimečně obsahuje cysty, kalcifikace a krvácení. Tendence k maligní progresi je značná, existují semimaligní formy astrocytomu. (3.)
- glioblastoma multiforme - (maligní varianta všech gliomů), typicky u starších jedinců, má expanzivní charakter, vždy je doprovázen edémem. Nekrotická ložiska jsou typická, může obsahovat krvácení, doba přežití 1-2 roky, typicky prstenčitě enhancuje. (3.)

Oligodendrogliomy - původně z buněk oligodendroglie. Mohou být přítomny všechny stupně malignity grade I-IV, kalcifikace jsou v 50 %. (3.)

Ependymomy - původem z ependymálních buněk mozkových komor, v 60-70 % je lokalizován ve IV. komoře, typicky v dětském věku. (3.)

Extraaxiální nádory

Jedná se o skupinu nádorů vycházející z mening, mozkových nervů, hypofýzy, glandula pinealis, chrupavky, embryonální tkáně. Ve většině případů se jedná o benigní léze. (3.)

Meningeom - tvoří 15-20 % mozkových nádorů. Nádor bývá častější u žen a starších jedinců. Dle klasifikace WHO rozlišujeme meningeom typický, benigní ve více než 90 %, meningeom atypický okolo 6 % a anaplastický meningeom v 1-2 %. Meningeomy se vyskytují v 25 % parasagitálně, 20 % na konvexitě, 15-20 % v oblasti velkého křídla kosti skalní. Po aplikaci kontrastní látky enhancuje, společně s přilehlou tvrdou plenou mozkovou, mívá edém v okolí, léčbou je chirurgická exstirpace nádoru, někdy u starších jedinců pouze monitorujeme růst expanze a operační řešení není nezbytné. (3.)

Schwannom - (neurinom, neurilemom), benigní nádor vycházející ze Schwannových buněk mozkových nervů. Je opouzdřen, obvykle roste excentricky, cysty a nekrotická ložiska jsou častá, tvoří asi 7-8 % primárních mozkových nádorů. Může postihnout všechny mozkové nervy. Daleko častěji postihuje n. VIII s lokalizací v mostomozečkovém koutu. Při neurinomu n. VIII pozorujeme tinitus, hypacusis. (3.)

Meduloblastom - zobrazíme jej ve 4. komoře nebo její blízkosti. Vychází z metaplastických buněk jejího stropu. Jedná se o nádor dětského věku. Meduloblastom je velmi agresivní tumor s tvorbou metastáz, šířící se likvorovými cestami. (3.)

1.6.2 Nenádorová postižení mozku

Tranzistorní ischemická ataka (TIA) - její podstatou je přechodná ložisková ischemie mozku, která je způsobena snížením průtoku krve v mozkové tepně. Nejčastějším mechanismem je přechodný částečný nebo úplný uzávěr intrakraniální tepny většinou v důsledku embolizace z proximálně uloženého zdroje (krční tepny, aortální oblouk, srdce). Jediným kritériem odlišení TIA od CMP je délka trvání postižení. (3.)

Akutní mozková příhoda (CMP, stroke, ictus) - je definována akutním začátkem klinické symptomatologie, jejíž příčinou je ischemie nebo krvácení do mozkových struktur. Z hlediska příčiny lze CMP rozdělit na dvě základní skupiny ischemie 85 % a krvácení 15 %. (3.)

Demence - většinou postihuje jedince starší 60 let. Je zapříčiněna degenerativními změnami v mozkové tkáni, jejichž podstatou jsou různé chorobné procesy a postižení jako např. Alzheimerova choroba, multi-infarktová demence a frontální demence. K hlavním znakům demence patří progresivní zhoršení rozumových schopností a změny osobnosti. Postižena bývá jak krátkodobá paměť, tak později i dlouhodobá. Dále je poškozen úsudek, pozornost, časoprostorová orientace, abstraktní myšlení, schopnost komunikace a rozpoznávací funkce. Nemocnému se postupně rozpadá jeho osobnost a obtíže mu dělají i běžné každodenní činnosti, zapomíná již naučené úkony jako oblékání, hygiena, ztrácí osobní věci, bloudí ve svém bydlišti. Toto všechno doprovází poruchy nálady a nezvyklé chování.

Ztráta již získaných duševních schopností je hlavní vlastností demence, proto nikdy nemůžeme hovořit o demenci vrozené. K prvotním příznakům demence patří postupné oslabování inteligence, schopnost rozpoznávání a pamatování si, změny osobnosti, apatie a úpadek volní činnosti.

Epilepsie - jedná se o záchvatovité onemocnění mozku jehož příčina může být vrozená, jejíž příčinou jsou různé nepříznivé vlivy prostředí v období nitroděložního vývoje nebo získaná, kde jsou příčinami vzniku nejčastěji úrazy hlavy, dále blokády krční páteře, nádory a infekce. Epilepsii a její syndromy můžeme dělit z několika hledisek, nejčastější je dělení podle klinického obrazu záchvatů. V lékařské veřejnosti se klasifikují podle oblastí mozku, kde záchvaty v mozku vznikají, jak se šíří a jak velkou část mozku zabírají.

Dělení epilepsie:

- Jednoduché parciální záchvaty - není narušeno vědomí, projevuje se dočasnou poruchou postižené oblasti (sluch, hmat, zrak, myšlení)
- Komplexní parciální záchvaty - bývá porucha paměti a narušení vědomí, postihuje širší oblast mozku, projevuje se automatickými pohyby (mlaskání, mrkání, až chůze)
- Generalizovaný záchvat bez křečí - postihuje celý mozek, projevuje se krátkou a náhlou poruchou vědomí (strnulý pohled, přerušení činnosti), po odeznění se člověk vrací do normálu a nemusí ani vědět, že k něčemu došlo.
- Generalizovaný záchvat s křečemi - jde o křeče a výpadek vědomí, záchvat trvá několik minut a několik hodin pak trvá, než se člověk dostane zpět do normálu.

Poranění mozku

Jako primární poranění mozku označujeme každé poranění, které vznikne v momentě úrazu, bez ohledu na to jestli se jedná o poranění otevřené nebo uzavřené. Poranění mozku může nabývat následujících forem.

- Otřes mozku - (komoce), jedná se o nejčastější a nejlehčí typ poranění mozku, který se projevuje ztrátou vědomí, která ovšem není delší než 15 minut. U postiženého se projevuje retrográdní amnézie nebo anterográdní amnézie nebo se tyto amnézie mohou kombinovat. Někdy se objeví lehká porucha vědomí (unavenost, spavost), ale nemocný se vždy po oslovení nebo doteku probudí. Otřes mozku nemá časté trvalé následky.
- Zhmoždění mozku - (kontuze), vyskytuje se u těžších poranění hlavy. Jedná se o poranění charakterizované smrtí neuronů v určité postižené části mozku. Obvykle bývá těžší porucha vědomí a někdy i bezvědomí.
- Difúzní axonální poškození - je závažné poškození mozku, obvykle s trvalými následky. Mechanismus jeho vzniku spočívá v rychlém akceleračně-deceleračním pohybu hlavou, kdy dojde ke vzájemnému posunu různých mozkových tkání a tím ke střížnému porušení vláken axonů a cév v mozku. Toto poranění může vzniknout kdekoliv v mozku a mozkovém kmeni. Prakticky vždy dochází k dlouhodobému bezvědomí, které může být i natrvalo.

Poškození vlastní mozkové tkáně vyplývající z primárního poranění hlavy, lebky, cév nebo mozku nazýváme sekundární poranění, protože teprve při následném krvácení z cév dochází k útlaku mozku a jeho následnému poškození. Jde o epidurální krvácení, subdurální krvácení a subarachnoidální krvácení. Všechna tato sekundární poškození mozku mohou doprovázet všechna výše zmíněná primární poškození hlavy.

Arachnoidální cysta - je benigní, kongenitálně vzniklá, vyplněná likvorem, nekomunikuje s korovým systémem, může nebo nemusí komunikovat se subarachnoidálním prostorem.

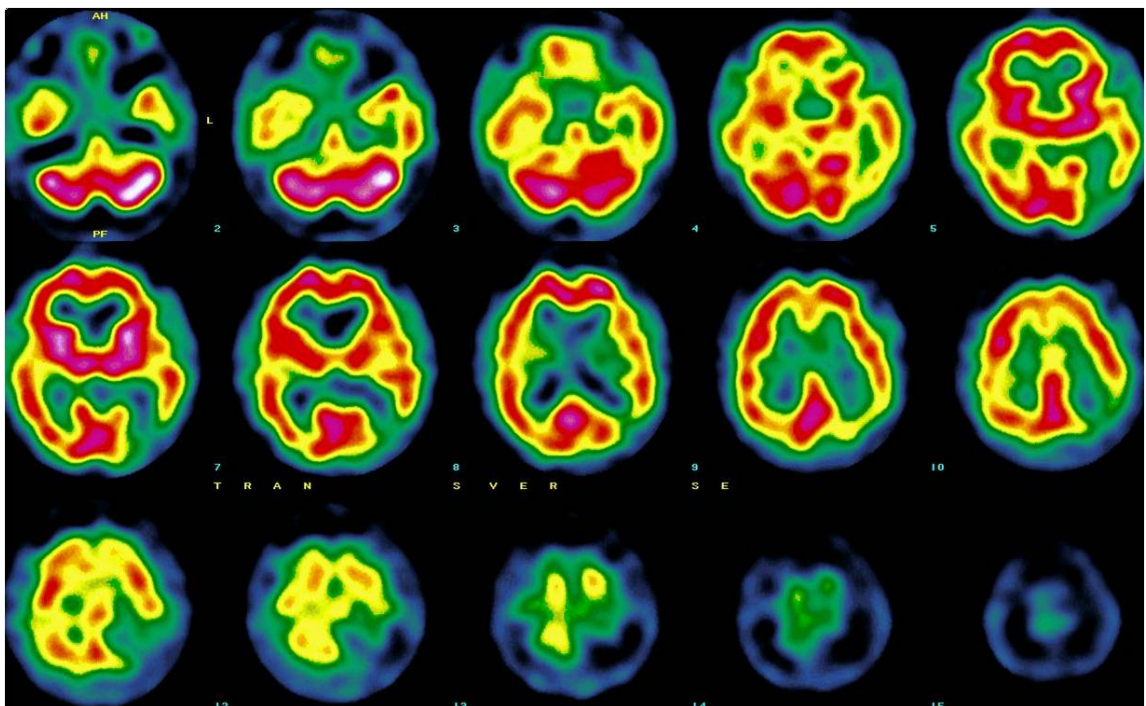
Koloidní cysta - ve III. komoře je život ohrožující léze pro možnost akutní blokády cirkulace likvoru.

Encefalitida - jedná se o souhrnné označení pro zánětlivé onemocnění mozku (většinu infekční), které se projevuje bolestmi hlavy, zvýšenou teplotou, ztuhlostí šíje. V závažnějších případech mohou nastat i křeče, poruchy chování, třes, poruchy paměti a vědomí a halucinace. Encefalitida je často doprovázena zánětem mozkových blan, nebo zánětem míchy. Příčiny vzniku bývají parazitické, bakteriální, nebo virové onemocnění. Průběh encefalitidy může být velmi mírný, v některých případech a zcela bez příznaků.

Mozková smrt - smrtí se z biologického a lékařského hlediska rozumí zastavení životních funkcí v organismu jež jsou spojeny s nevratnými změnami, které znemožňují obnovení životních funkcí. Je to tedy stav po organismu po ukončení života , úplná a trvalá ztráta vědomí.

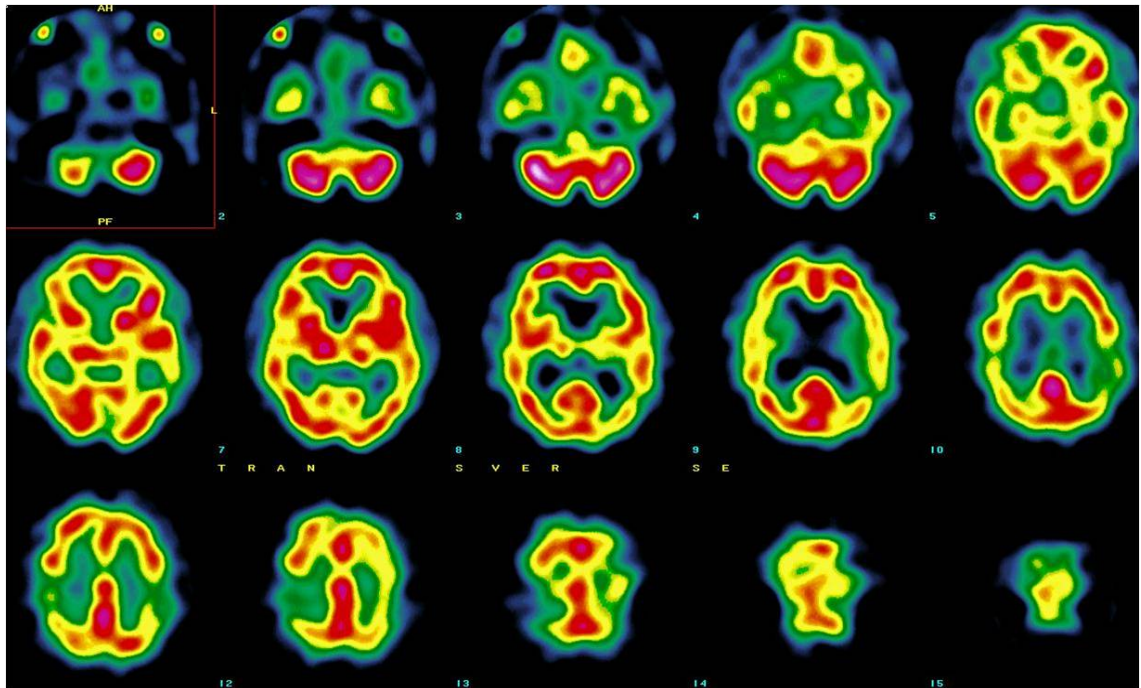
1.6.3 Obrazová ukázka nenádorových postižení mozku

SPECT mozku - mozkový infarkt (CMP), okcipitální lalok vlevo



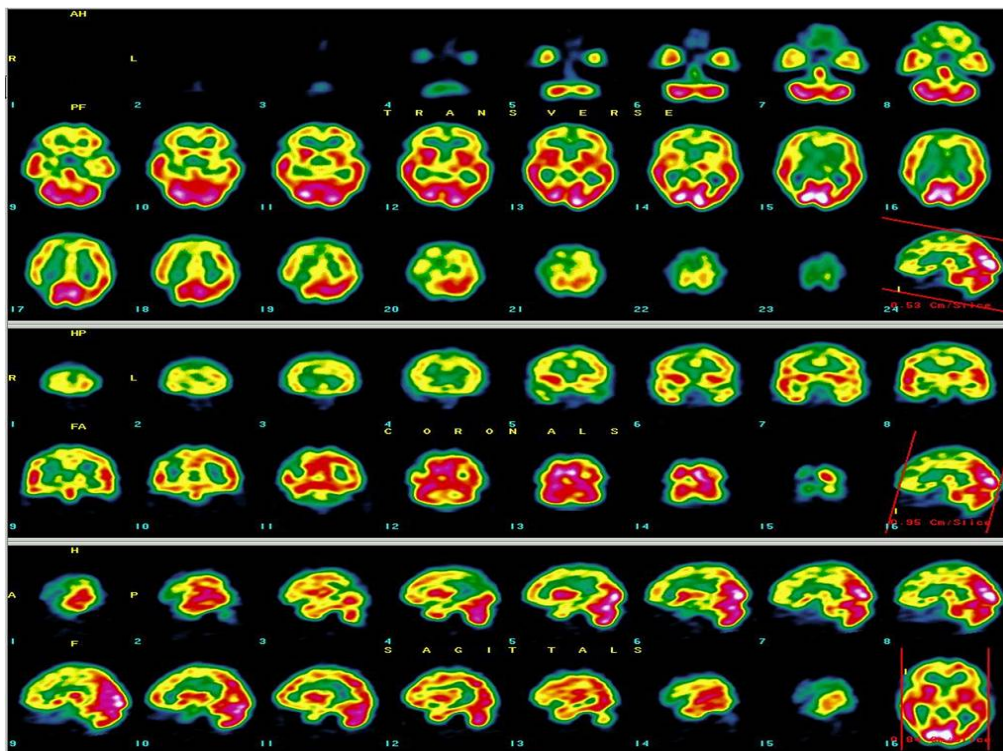
Obrázek 21: Mozkový infarkt

SPECT mozku - multi-infarktová demence po opakovaných CMP



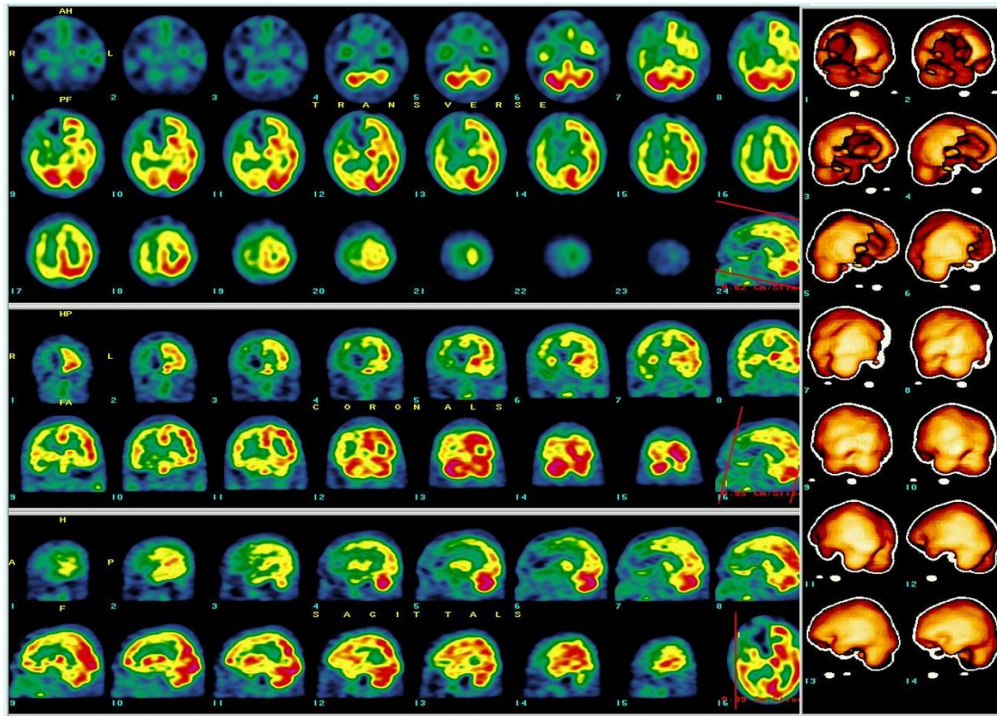
Obrázek 22: Multi-infarktová demence

SPECT mozku - epileptogenní fokus v interiktálním stádiu, ložisko hypoperfúze v pravém okcipitálním laloku



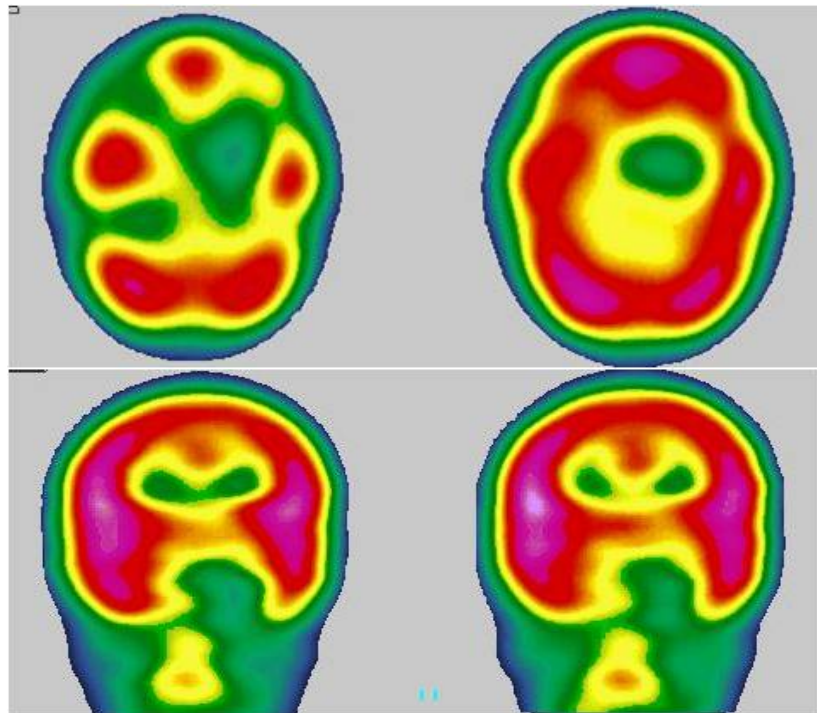
Obrázek 23: Epileptogenní fokus

SPECT mozku - střelné poranění pravého frontálního laloku



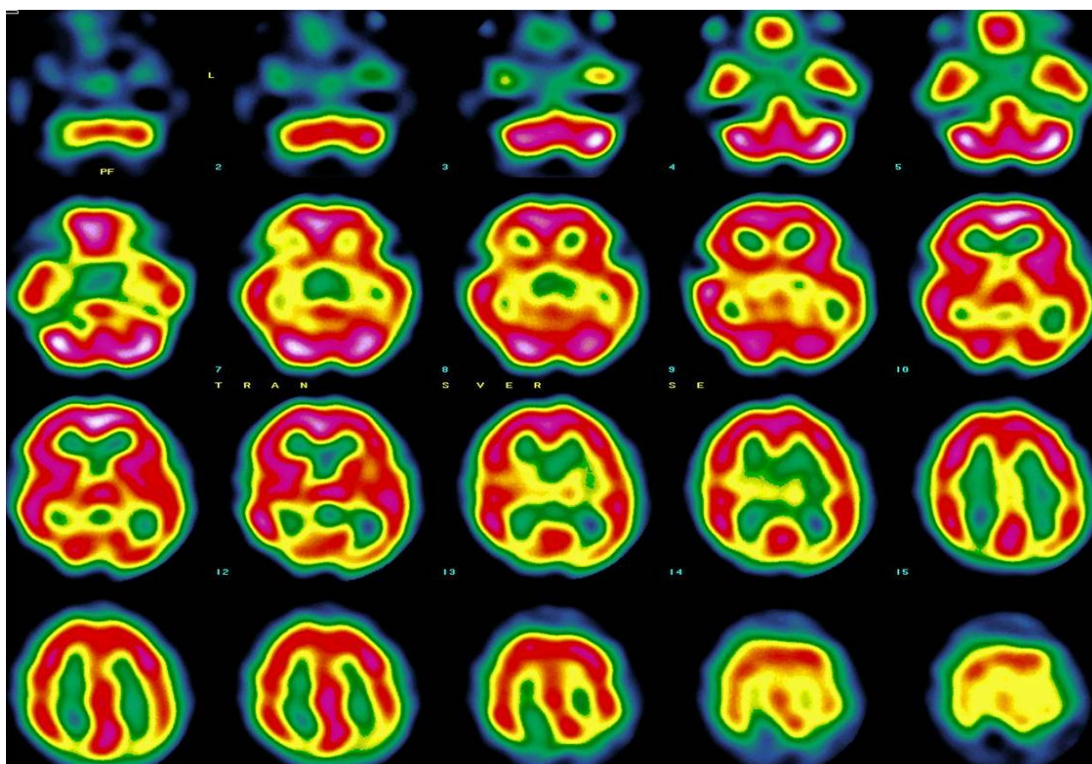
Obrázek 24: Poranění mozku

SPECT mozku - arachnoidální mozková cysta - temporální lalok vlevo



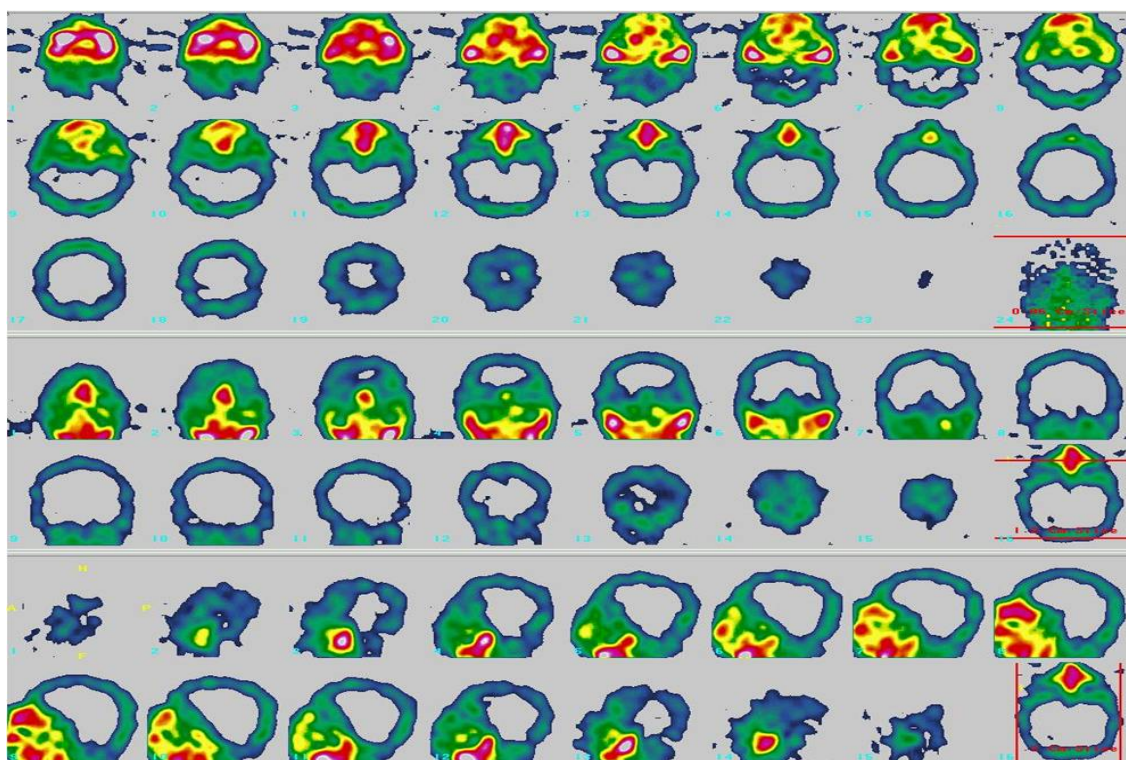
Obrázek 25: Arachnoidální mozková cysta

SPECT mozku - meningoencefalitida před 2 lety, ložisko poškození perfúze v pravém okcipitálním laloku



Obrázek 26: Encefalitida

SPECT mozku - mozková smrt po poranění hlavy při autonehodě



Obrázek 27: Mozková smrt

2. Praktická část

V praktické části popisují samotný průběh vyšetření SPECT perfúzní scintigrafie mozku. Všechny poznatky vycházejí z mé praxe absolvované na oddělení nukleární medicíny.

2.1 Příprava pacienta

K samotnému vyšetření je pacient předem objednan. Je nutné aby se v daný termín dostavil na stanovený čas vyšetření a to z toho důvodu, že radiofarmakum je připravováno přesně na určitý čas a pozdní příchod by mohl znamenat, že vyšetření nebude možno provést. Každé radiofarmakum má určitý poločas rozpadu a čím později pacient přijde, tím větší je riziko, že radiofarmakum nebude mít dostatečnou aktivitu aby se dalo použít k vyšetření. Takzvaně se "vyzáří".

Při příchodu na oddělení se pacient musí nahlásit v evidenci. Tam je seznámen s postupem vyšetření a podepisuje informovaný souhlas. Poté je odveden do klidné, temné místnosti (kvůli eliminaci rušivých zvuků a jiných předmětů) kde je mu zavedena kanyla s infuzí a je uložen na lůžko, na kterém asi 20-30 minut leží se zavřenýma očima. Po uplynutí této doby přijde radiologický asistent (nebo sestra), který aplikuje radiofarmakum přes kanylu.

Vyšetření se může provádět za 10-60 minut po aplikaci radiofarmaka. Ke konci této doby je pacient, stále ležící na lůžku se zavřenýma očima, převezen do vyšetřovací místnosti, kde je uložen pod gamakameru.

2.2 Příprava radiofarmaka

Radiofarmakum se připravuje ráno před vyšetřením v laboratoři, která se nachází na samotném oddělení nukleární medicíny. Pro SPECT perfúzní scintigrafii mozku se jako radiofarmakum používá ^{99m}Tc -HMPAO o aktivitě 800 MBq. Toto radiofarmakum se skládá z ^{99m}Tc , které získáme pomocí elučního generátoru a posléze se na něj v olovem odstíněné digestoři naváže hexa-methyl-propylén-amin-oxim (HMPAO).

Takto vzniklé radiofarmakum se v digestoři naplní do sterilní a apyrogenní lahvičky, která se vloží do oloveného obalu, na kterém je napsán název radiofarmaka, které obsahuje.

Před aplikací radiofarmakum natáhneme (opět v digestoři) do injekční stříkačky, na kterou navlékneme olovené stínění a stříkačku i se stíněním vložíme do oloveného krytu.

2.3 Vlastní vyšetření

Před začátkem samotného vyšetření zadá radiologický asistent údaje pacienta, jako je jméno, příjmení a rodné číslo, do počítače a z nabídky vyšetření vybere to, které je u daného pacienta napsáno na žádance. V našem případě SPECT mozku. A na gamakameru nainstaluje paralelní, nízkoenergetický kolimátor s vysokým rozlišením.

Délka vyšetření je 20-30 minut a pacient při něm nesmí pohnout hlavou. U neklidných pacientů můžeme před vyšetřením provést farmakologické zklidnění. Pacient má stále zavřené oči a leží zafixován na vyšetřovacím stole v poloze na zádech s hlavou směřující do gantry. S takto uloženým pacientem zajede radiologický asistent pod detektory gamakamery a pak spustí vyšetření.

Po skončení vyšetření může pacient odejít domů. Je mu ale doporučeno aby po vyšetření hodně pil, protože se radiofarmakum vylučuje hlavně močí a aby se alespoň do druhého dne zdržel bližšího kontaktu s malými dětmi a těhotnými ženami.

2.4 Výsledky vyšetření

Vyšetření vyhodnocuje lékař ve speciálním programu k semikvantitativnímu hodnocení regionální perfúze mozku. Výsledky vyšetření následně odesílá ošetřujícímu lékaři, který pacienta na vyšetření odeslal, nebo je vypálí na CD a pacient je svému ošetřujícímu lékaři předá sám.

3. Obrázková příloha k praktické části



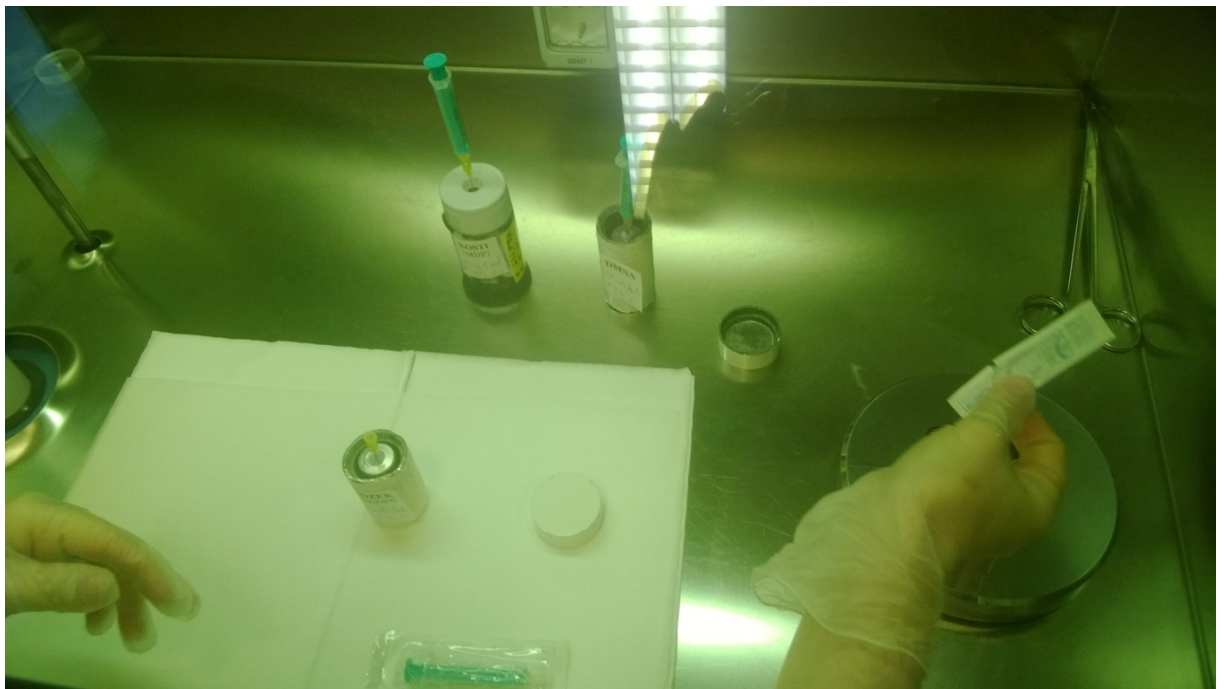
Obrázek 28: Klidová místnost pro uložení pacienta (ONM FNHK)



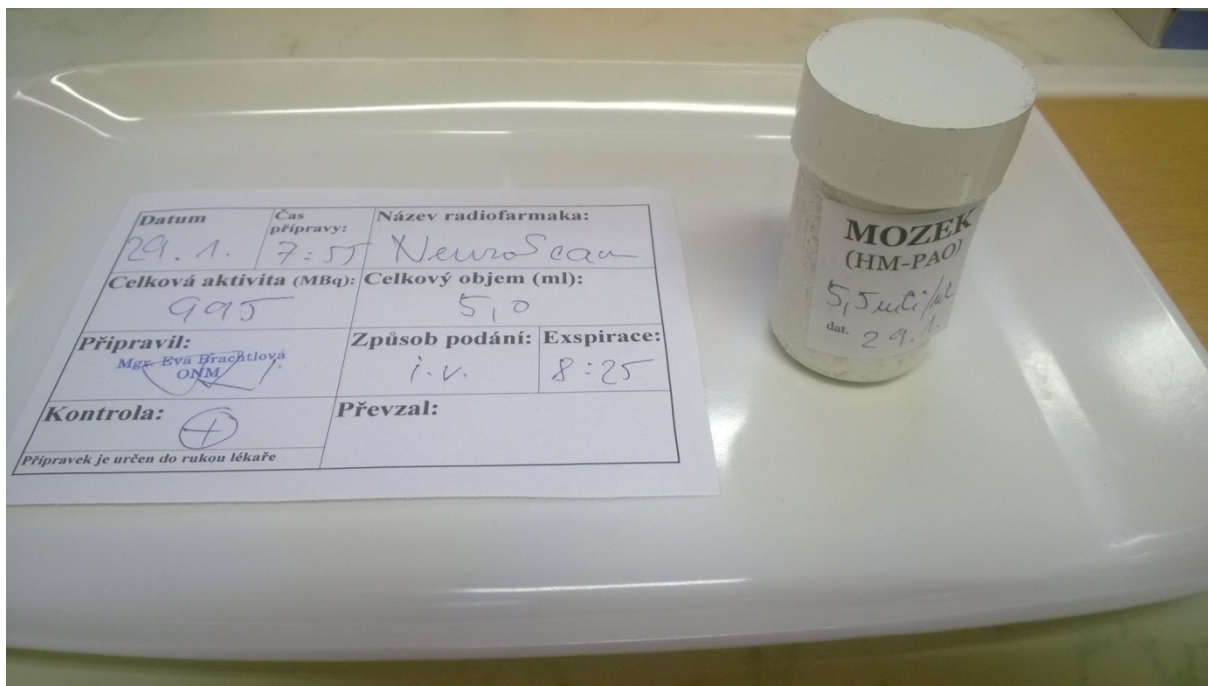
Obrázek 29: Stůl s pomůckami k zavedení kanyly v klidové místnosti (ONM FNHK)



Obrázek 30: Digestoř pro přípravu radiofarmak (laboratoř ONM FNHK)



Obrázek 31: Digestoř-připrava radiofarmaka (laboratoř ONM FNHK)



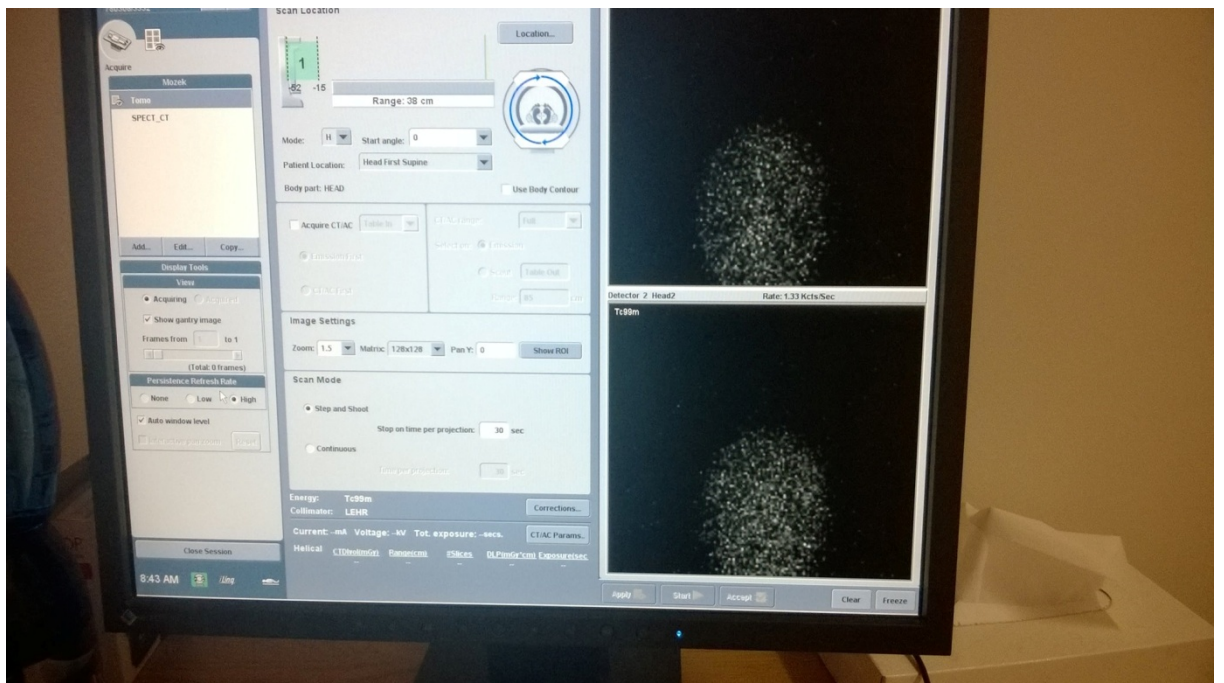
Obrázek 32: Lahvička s radiofarmakem ukrytá v olověném stínění (ONM FNHK)



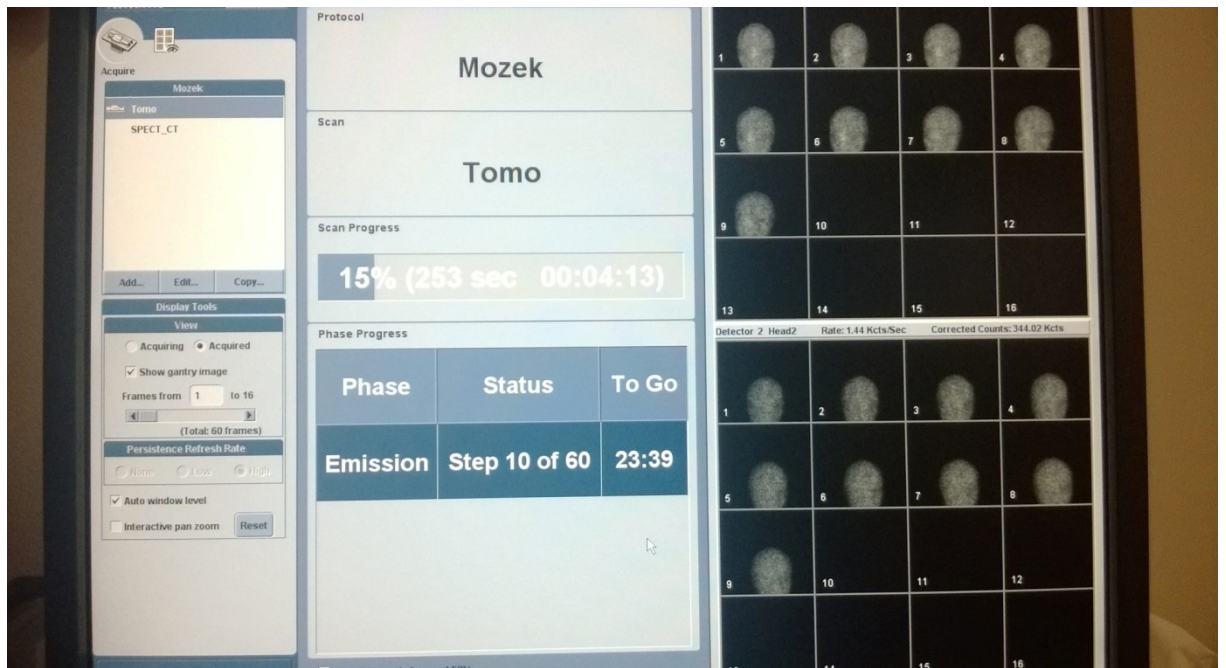
Obrázek 33: Olověná stínění na injekční stříkačky (ONM FNHK)



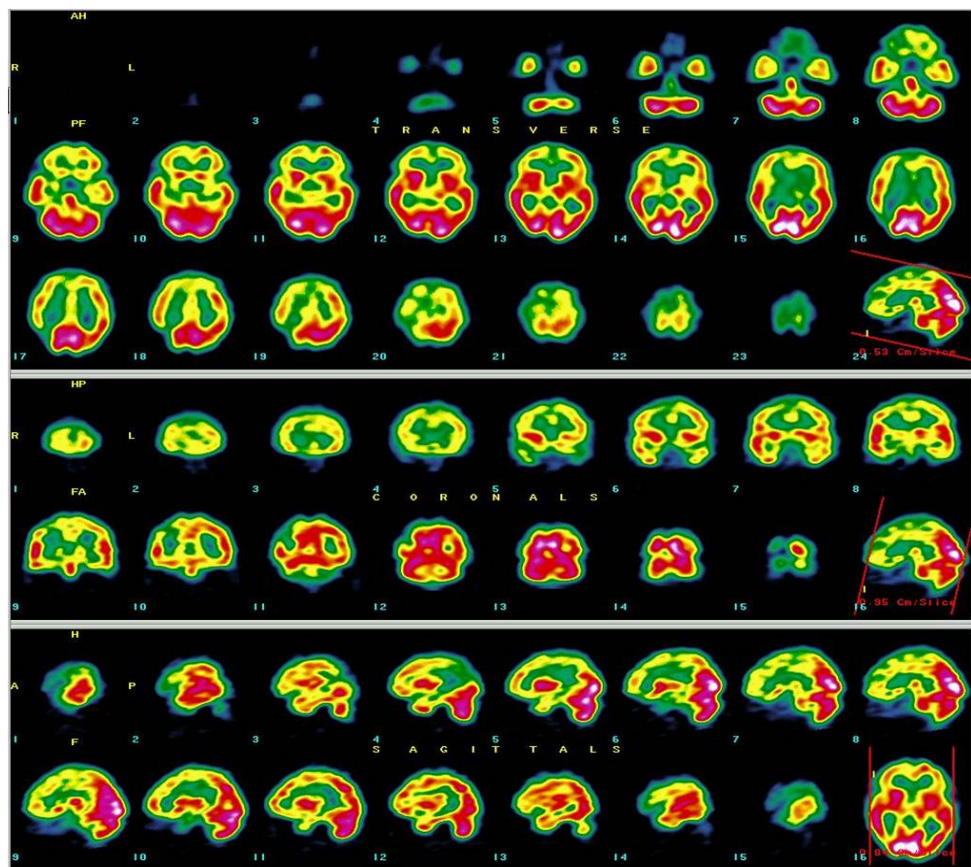
Obrázek 34: Gamakamera - uložení pacienta ke SPECT mozku (ONM FNHK)



Obrázek 35: Monitor počítače před zahájením SPECT mozku (ONM FNHK)



Obrázek 36: Monitor počítače při vyšetření SPECT mozku (ONM FNHK)



Obrázek 37: Obrazový záznam vyšetření

4. Diskuse

Zde bych se chtěl zmínit o významu scintigrafie mozku. Jelikož je výskyt nenádorových postižení mozku jako CMP, Alzheimer, demence, atd. v populaci stále častější je důležité umět tato onemocnění včas diagnostikovat a zamezit u postiženého jejich dalšímu rozvoji, nebo alespoň jejich rozvoj co nejvíce zpomalit. A právě k diagnostice těchto postižení nám slouží scintigrafie, která poskytuje obraz o morfologii (funkci) orgánů, v našem případě mozku. Skiaskopie zde není příliš vhodná, protože poskytuje jen obraz anatomický a ve většině případů postižení mozku nejde o anatomické změny. Její role pro diagnostiku postižení mozku je momentálně nezastupitelná a myslím, že v nejbližší době ji žádná jiná metoda nenahradí.

Teoretickou část jsem pojal z obecného hlediska. Protože je scintigrafické vyšetření z oboru nukleární medicíny, je v ní nukleární medicína podrobně popsána. Dočtete se v ní například o vzniku nukleární medicíny, čím se zabývá, jakých přístrojů využívá, dále je zde popsána výroba radiofarmak a v neposlední řadě je zde zmíněna radiační ochrana. Pravidly radiační ochrany by se měl řídit každý, kdo pracuje v prostředí s výskytem ionizujícího záření. Ze své praxe na oddělení nukleární medicíny vím, že ne všechna pravidla jdou vždy striktně dodržovat. Největší problém bývá s ochranou vzdáleností. Často za tento problém může sám pacient, který si neuvědomuje, že on sám je zdrojem ionizujícího záření a chodí blízko ke zdravotnickému personálu, nebo nějakým způsobem vyžaduje delší přítomnost personálu u sebe. Jindy toto pravidlo porušuje sám personál, když se nevědomě, nebo vědomě dlouhodobě zdržuje u otevřeného zdroje. Tito lidé sice dostanou jen malou dávku, ale pokud se takto záření vystavují opakovaně, dávky se nasčítají a hrozí zvýšené riziko vzniku stochastických účinků.

Protože samotnou scintigrafii a následně i scintigrafii mozku (princip, metody, atd.) podrobněji popisují v teoretické části, tak jsem do části praktické zvolil popis tohoto vyšetření spíše z pohledu pacienta a radiologického asistenta.

Každé oddělení nukleární medicíny by se mělo řídit národními radiologickými standardy, které jsou pro všechna tato oddělení stejné. Z vlastní praxe ale můžu říct, že se na různých odděleních místní radiologické standardy trochu liší.

5. Závěr

V mé bakalářské práci je podrobně popsáno vyšetření za pomoci scintigrafie. Speciálně vyšetření SPECT perfúzní scintigrafie mozku a to jak z pohledu pacienta, tak z pohledu radiologického asistenta. Z velké části mi k vypracování této práce pomohla literatura, poznatky z praxe a rady od zdravotnického personálu.

Na praxi jsem zjistil, že radiologický asistent plní v nukleární medicíně velkou roli a s lékařem tvoří sehraný tým. Většinu vyšetření provádí sám, jen u některých je nutná přítomnost lékaře. Proto by měl být radiologický asistent zručný a učenlivý.

Nukleární medicína je rychle se rozvíjející obor a schopnost diagnostiky primárních a sekundárních nádorů a schopnost detekce nejružnějších onemocnění a defektů je velmi významná. Proto ji dnes najdeme ve stále více nemocnicích.

Scintigrafie hraje velkou roli při diagnostice funkčních potíží nebo vad organismu a momentálně je v tomto ohledu její funkce nenahraditelná. Ani obdržená dávka záření není pro pacienta nijak závažná, rovná se přibližně jednomu RTG snímku plic. Jelikož vyšetření na nukleární medicíně jsou poněkud nákladná a těchto funkčních vad v populaci stále přibývá, mělo by se začít více dbát na prevenci jejich vzniku.

Doufám, že jsem vypracoval srozumitelnou práci, která bude mít přínos pro širokou veřejnost.

6. Seznam použitých zdrojů

Literatura

1. KUPKA, Karel, KUBINYI, Josef, ŠÁMAL, Martin a kol. Nukleární medicína. 1. vyd. Praha: P3K, 2007, 185 s. ISBN 978-80-903584-9-2.
2. HUŠÁK, Václav. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0.
3. SEIDL, Zdeněk, BURGETOVÁ, Andrea, HOFFMANNOVÁ, Eva a kol. Radiologie pro studium a praxi. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2012, 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.
4. ČIHÁK, Radomír. Anatomie 3. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004, 692 s. ISBN 80-247-1132-X
5. VOKURKA, Martin, HUGO, Jan. Velký lékařský slovník. 4. aktualiz. vyd. Praha: Maxdorf, 2004, 966 s. Jessenius. ISBN 80-7345-037-2.
6. LANG, Otto. Nukleární medicína I základní znalosti. 1. vyd. Praha: nakl. Karolinum, nakl. Univerzity Karlovy, 1998, ISBN 80-7184-721-6.

Internetové zdroje

7. DOLEŽAL, Jiří. Fyzika [online]. 2012, 20. 6. 2013 [cit. 2013-04-11]. Dostupné z: <https://portal.upce.cz/portal/moje-studium/materialy.html>
8. DOLEŽAL, Jiří. Mozek [online]. 2012, 20. 6. 2013 [cit. 2013-04-11]. Dostupné z: <https://portal.upce.cz/portal/moje-studium/materialy.html>
9. ULLMANN, Vojtěch. AstroNuklFyzika: Jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína [online]. [cit. 2013-04-11]. Dostupné z: <http://www.astronuklfyzika.cz/strana2.htm>.
10. Věstník MZČR. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, roč. 2011, číslo 9. [online]. [cit. 2013-04-11]. Dostupný z: http://www.mzcr.cz/Legislativa/Soubor.ashx?souborID=12893&typ=application/pdf&nazev=ZDRAVOTNICTV9_09-11.pdf.
11. Sdružení Cerebrum. Poranění mozku [online]. [cit. 2013-04-11]. Dostupné z: <http://www.poranenimozku.cz/poraneni-mozku/typy-poraneni-mozku.html>.