



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Nukleární medicína v diagnostice nádorů a metastáz

Nuclear medicine in the diagnostics of tumors and metastasis

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Jan Strnad

Vedoucí bakalářské práce: prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA

Kladno 2020



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Strnad** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **474124**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Nukleární medicína v diagnostice nádorů a metastáz

Název bakalářské práce anglicky:

Nuclear Medicine in the Diagnostics of Tumors and Metastasis

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude popis používané přístrojové techniky v nukleární medicíně a jejich možnosti v diagnostice nádorů a metastáz. Práce bude rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části bakalářské práce budou popsány fyzikální principy používané přístrojové techniky v nukleární medicíně (SPECT, PET, hybridní systémy). Kromě toho budou v teoretické části popsány základy radiační ochrany a úloha radiologického asistenta v oboru nukleární medicína. Teoretická část bude obsahovat i krátkou charakteristiku nejčastěji vyšetřovaných onkologických onemocnění na vybraném pracovišti nukleární medicíny. V praktické části bakalářské práce budou ve vybraném zdravotnickém zařízení sledovány za určité časové období počty vyšetřených pacientů na jednotlivých přístrojích a budou sledovány diagnózy, které jsou pro daný přístroj indikovány nejčastěji.

Seznam doporučené literatury:

- [1] KORANDA, Pavel, Nukleární medicína, Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, ISBN 978-80-244-4031-6
- [2] KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL, Nukleární medicína, ed. 6. vydání (2. vydání v Nakladatelství P3K), V Praze: P3K, 2015, ISBN 978-80-87343-54-8
- [3] KUBINYI, Jozef, Jozef SABOL a Andrej VONDRÁK, Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami, ed. , Praha: Grada Publishing, 2018, ISBN 978-80-271-0168-9


Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

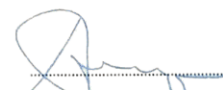
prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**


prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Nukleární medicína v diagnostice nádorů a metastáz vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Praze dne 27.05.2020

.....
Jan Strnad

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval panu prof. MUDr. Jozefu Rosinovi, Ph.D., MBA za odborné vedení, trpělivost a ochotu, kterou mi v průběhu zpracování bakalářské práce věnoval. Dále mé poděkování patří Mgr. Markétě Novotné a celému oddělení Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze za ochotu a pomoc při získávání statistických údajů potřebných k vypracování praktické části bakalářské práce.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zaměřuje na možnosti využití přístrojové techniky na odděleních nukleární medicíny v diagnostice onkologických onemocnění.

Teoretická část stručně popisuje ionizující záření, jeho interakci s hmotou, radionuklidy a radiační ochranu. Největší část je potom věnovaná popisu gamakamery, jednofotonové emisní výpočetní tomografie (SPECT), pozitronové emisní tomografie (PET), hybridních systémů a onemocněním, která jsou těmito přístroji diagnostikována. Obsahuje i kapitolu shrnující úlohu radiologického asistenta.

Praktická část bakalářské práce zahrnuje analýzu dat pacientů vyšetřovaných v Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze od 02.01.2019 do 31.01.2019. Zaměřuje se na sledování počtu pacientů vyšetřovaných na jednotlivých přístrojích, jimiž toto oddělení disponuje, zastoupení podle věku vyšetřovaných, rozdělení podle pohlaví a nejčastěji prováděných vyšetření.

Klíčová slova

Nukleární medicína; přístrojová technika; PET; SPECT; gamakamera; scintigrafie; onkologie.

ABSTRACT

This bachelor's thesis focuses on the use of instrumentation in nuclear medicine departments in the diagnostics of oncological diseases.

The theoretical part briefly describes ionizing radiation, its interaction with matter, radionuclides and radiation protection. The largest part is then devoted to the description of the gamma camera, single photon emission tomography (SPECT), positron emission tomography (PET), hybrid systems and diseases that are diagnosed by these devices. It also contains a chapter summarizing the role of the radiology technician.

The practical part of the bachelor's thesis includes the analysis of data of patients examined in the Institute of Nuclear Medicine of the General University Hospital in Prague from 02.01.2019 to 31.01.2019. It focuses on monitoring the number of patients examined on individual devices available to this department, the representation according to the age of the examined, the division according to gender and the most frequently performed examinations.

Keywords

Nuclear medicine; instrumentation; PET; SPECT; gamma camera; scintigraphy; oncology.

Obsah

1	Úvod.....	10
2	Cíle práce.....	11
3	Přehled současného stavu.....	12
3.1	Radionuklidy.....	12
3.2	Ionizující a neionizující záření.....	13
3.3	Interakce záření gama.....	14
3.4	Přístrojová technika.....	15
3.5	Gamakamera.....	16
3.5.1	Kolimátor.....	17
3.5.2	Scintilační detektor.....	19
3.6	SPECT.....	23
3.6.1	Akvizice.....	24
3.6.2	Rekonstrukce obrazu.....	25
3.6.3	Hybridní systémy.....	27
3.7	PET.....	27
3.7.1	Akvizice.....	28
3.7.2	Hybridní systémy.....	28
3.8	Onemocnění diagnostikovaná přístroji nukleární medicíny.....	29
3.8.1	Nenádorová onemocnění.....	29
3.8.2	Nádorová onemocnění.....	30
3.9	Radiační ochrana.....	33
3.9.1	Biologické účinky ionizujícího záření.....	33
3.9.2	Ochrana před ionizujícím zářením.....	34

3.10	Úloha radiologického asistenta.....	36
4	Metodika.....	37
5	Výsledky.....	38
5.1	Rozložení vyšetřovaných pacientů na jednotlivých přístrojích.....	38
5.2	Provedená vyšetření v ÚNM VFN.....	40
5.3	Mediso MB 9200 ÚNM I.....	42
5.3.1	Počty vyšetřovaných pacientů.....	42
5.3.2	Počet vyšetřených osob dle pohlaví	43
5.3.3	Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození....	43
5.3.4	Četnost jednotlivých výkonů.....	44
5.4	Mediso MB 9200 ÚNM II.....	45
5.4.1	Počty vyšetřovaných pacientů.....	46
5.4.2	Počet vyšetřených osob dle pohlaví	46
5.4.3	Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození....	47
5.4.4	Četnost jednotlivých výkonů.....	47
5.5	Infinia.....	48
5.5.1	Počty vyšetřovaných pacientů.....	49
5.5.2	Počet vyšetřených osob dle pohlaví	49
5.5.3	Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození....	50
5.5.4	Četnost jednotlivých výkonů.....	50
5.6	GE HawkEye I.....	52
5.6.1	Počty vyšetřovaných pacientů.....	52
5.6.2	Počet vyšetřených osob dle pohlaví	53
5.6.3	Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození....	53

5.6.4	Četnost jednotlivých výkonů.....	54
5.7	GE HawkEye II.....	55
5.7.1	Počty vyšetřovaných pacientů.....	56
5.7.2	Počet vyšetřených osob dle pohlaví	56
5.7.3	Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození....	57
5.7.4	Četnost jednotlivých výkonů.....	57
5.8	PET/CT Discovery 690	59
5.8.1	Počty vyšetřovaných pacientů.....	59
5.8.2	Počet vyšetřených osob dle pohlaví	60
5.8.3	Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození....	60
5.8.4	Četnost jednotlivých výkonů.....	61
5.8.5	Oblasti vyšetření u onkologických pacientů	62
6	Diskuze	63
7	Závěr	66
8	Seznam použitých zkratk.....	67
9	Seznam použité literatury	68
10	Seznam použitých obrázků	73
11	Seznam použitých tabulek.....	75

1 ÚVOD

Nukleární medicína je samostatným klinickým oborem. Využívá k zobrazování a ke zhodnocení funkce a v menší míře struktury orgánů sledování metabolismu aplikovaných radiofarmak. Jedná se o multidisciplinární obor spojující chemii, fyziku, matematiku, výpočetní techniku a medicínu.

Na oddělení nukleární medicíny jsou prováděny diagnostické i terapeutické výkony. Diagnostické metody umožňují sledování fyziologického stavu orgánů, jejich metabolické aktivity, zobrazení patologických lézí, zánětů atd. Terapeutické metody umožňují léčbu zejména nádorových onemocnění. Využití nachází v mnoha medicínských oborech od kardiologie přes neurologii, endokrinologii až po onkologii.

Nezastupitelnou roli hraje nukleární medicína v diagnostice i léčbě onkologických onemocnění. Na základě změn metabolismu v patologických ložiscích lze diagnostikovat primární nádory i metastatické postižení orgánů a tkání. Díky funkčně molekulárnímu zobrazení je v některých případech možné zachytit patologický proces dříve, než dojde k morfoloicky detekovatelné změně struktury tkáně. Uplatnění nachází také v kontrole efektu případné léčby či rozpoznání včasné recidivy nádoru.

2 CÍLE PRÁCE

Cílem této práce bylo seznámení se s přístrojovou technikou využívanou na odděleních nukleární medicíny a s jejím využitím v diagnostice nádorů i metastáz. Sběr dat probíhal v Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze retrospektivní formou z období ledna 2019. Analýzou nasbíraných dat byl zjištěn počet vyšetřovaných pacientů na tomto oddělení, procentuální zastoupení mužů a žen, věkové rozmezí pacientů a nejčastěji prováděné výkony na jednotlivých přístrojích tohoto oddělení.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

Nukleární medicína je klinický obor, zabývající se diagnostikou a terapií pomocí otevřených zářičů vpravených do těla. Diagnostická vyšetření mohou probíhat dvěma způsoby, *in vivo* a *in vitro*. Při metodách *in vivo* se jedná o intravenózní aplikaci, nebo o inhalaci radioaktivního plynu. Při vyšetření *in vitro* pacient není vystaven ionizujícímu záření, jedná se o citlivou laboratorní analýzu koncentrace sledovaných látek v tělních tekutinách [1].

3.1 Radionuklidy

Radionuklidy jsou nuklidy, charakterizované přítomností přebytečné energie v nestabilním jádře, která se uvolňuje ve formě ionizujícího záření. Radionuklidy vznikají v přírodě spontánně, nebo mohou být vytvořeny uměle. Vzhledem k požadovaným vlastnostem (fyzikální poločas přeměny, energie apod.) se v nukleární medicíně využívají radionuklidy vytvořené uměle, například v jaderném reaktoru, urychlovači nabitých částic nebo generátorovém systému. Radionuklidy reagují chemicky stejně jako stabilní izotopy téhož prvku, ale díky emitovanému ionizujícímu záření je možné sloučeniny značené radioaktivními prvky sledovat a jejich množství nebo akumulaci měřit detektory ionizujícího záření. Biologicky účinná látka (nosič) tvoří dohromady s vhodným radionuklidem komplex, nazývaný radiofarmakum [1].

V tomografickém zobrazení rozlišujeme základní dva typy přístrojové techniky: jednofotonovou emisní tomografii (SPECT) a pozitronovou emisní tomografii (PET), přičemž každá využívá jiný typ radiofarmak. Mezi požadavky na diagnostická radiofarmaka SPECT vyšetření patří emise fotonů gama s minimem jiných doprovodných částic, optimální energie fotonů gama a krátký poločas přeměny. Fyzikální poločas přeměny je doba, za níž se v daném vzorku přemění přesně polovina přítomných jader radionuklidu. Těmto požadavkům pro diagnostiku nejlépe odpovídá radionuklid ^{99m}Tc (je to čistý zářič gama, jeho

fyzikální poločas přeměny je 6 hodin, vyzařovaná energie má velikost 140 keV), což je vůbec nejčastěji využívaný radionuklid při scintigrafických vyšetřeních. Jako radiofarmakum pro PET vyšetření jsou využívány pozitronové zářiče, nejčastěji ^{18}F , u nichž detekujeme anihilační fotony gama [1, 2].

Kontrola kvality radiofarmak

Jelikož jsou radiofarmaka formou léčiv, jsou na ně kladeny stejně kvalitativní požadavky. Před vydáním připraveného radiofarmaka je nutné ověřit jeho jakost, hodnotí se vlastnosti biologické, chemické a fyzikální. Ve většině případů se provádí kontrola vzhledu, kontrola označení, stanovení radioaktivity, stanovení radiochemické čistoty a účinnosti značení, popřípadě další dodatečné testy [3].

3.2 Ionizující a neionizující záření

Záření je šíření specifické formy energie prostorem v podobě částic nebo vlnění. Při interakci energie s libovolným objektem může dojít k řadě fyzikálních, chemických a biologických změn. Podle fyzikální podstaty rozlišujeme záření:

- korpuskulární – elektrony, pozitrony, neutrony, částice α , protony, ionty;
- elektromagnetické – záření γ a rentgenové záření, infračervené záření, ultrafialové záření, viditelné světlo, mikrovlny, anihilační záření, rádiové a televizní vlny [4].

Podle mechanismu účinku záření na látku záření rozdělujeme na ionizující a neionizující.

Neionizující záření

Energie záření není dostatečná k odtržení elektronu z obalu, nebo k excitaci elektronu v elektronovém obalu, nedochází tak k žádným interakcím.

Do této skupiny spadá ultrafialové a viditelné světlo, infračervené záření, mikrovlny, televizní a radiové vlny.

Ionizující záření

Při interakci s látkou dochází k ionizaci nebo excitaci atomů. Při ionizaci je z původně neutrálního atomu vyražen jeden z vnějších elektronů a vzniká kladný iont a volný elektron. Ionizující záření může mít podobu částicovou nebo je emitováno z jádra ve formě fotonů elektromagnetického záření s dostatečnou energií. Energetická hranice k ionizaci prostředí je stanovena na 5 keV pro fotonové záření gama nebo rentgenové záření, korpuskulární elektronové záření β i α . Ionizující záření je možné dělit i podle způsobu ionizace na přímo a nepřímo ionizující.

Přímo ionizující záření je tvořeno lehkými (elektrony, pozitrony) nebo těžkými (protony, částice α) nabitými částicemi, které ionizují látku prostřednictvím přímého působení Coulombovských sil.

Mezi nepřímo ionizujícího záření patří záření elektromagnetické s vlnovou délkou v intervalu 0,1 pm do 100 nm (rentgenové záření a záření γ). Ionizace prostředí je způsobena až sekundárními částicemi, které vznikají při interakci fotonů s prostředím. K předání energie tedy dochází nepřímo. V nukleární medicíně by se bez ionizujícího záření nedala realizovat přínosná diagnostická vyšetření [4, 5].

3.3 Interakce záření gama

Fotoelektrický jev

Nastává při střetnutí fotonu s elektronem elektronového obalu na vnitřní sféře. Foton předá elektronu celou svou energii, která je vyšší než vazebná energie elektronu, a je tedy dostatečná k jeho uvolnění z vnitřní slupky. Volné místo po emitovaném elektronu je následně zaujato některým elektronem z vyšší slupky za současného vyzáření přebytečné energie formou charakteristického

záření. Pravděpodobnost fotoefektu roste s vyšším protonovým číslem absorbátoru a nastává s větší četností u nízkých energií záření γ [4, 6].

Comptonův rozptyl

Jedná se o jev, ke kterému dochází, pokud se foton střetne se slabě vázaným elektronem elektronového obalu. Foton předá elektronu část své energie a dále pokračuje s nižší energií v libovolném směru. Elektron je pak vyražen pouze ve směru předního poloprostoru. Výskyt Comptonova rozptylu není na atomovém čísle absorbátoru nijak úměrný, nejčastěji se uplatní u fotonového záření o energii 0,5–5 MeV [4, 6].

Tvorba elektron-pozitronového páru

K tomuto jevu dochází při interakci vysokoenergetického gama záření s elektronovým obalem v blízkosti atomového jádra. Foton zaniká a je nahrazen pozitron-elektronovým párem, mezi které je kinetická energie rozdělena náhodně. Elektron ztrácí svou energii až do záchytu. Pozitron se před ztrátou své energie spojuje s elektronem a oba anihilují. Během procesu anihilace dochází k současné emisi 2 kvant o energiích 511 keV, každého v opačném směru. K tvorbě páru dochází u látek s vysokým protonovým číslem a pro vysoké energie fotonů. [4] [6]

3.4 Přístrojová technika

Pomocí přístrojové techniky se zobrazuje rozložení radiofarmaka v pacientově těle. Vhodné radiofarmakum je vychytáváno v cílovém objemu a podává tak informaci o fyziologickém nebo patologickém stavu. Z místa akumulace radiofarmaka jsou všemi směry emitovány fotony záření γ , k jejichž zobrazení je potřebný detektor [7].

Z prostorového hlediska můžeme scintigrafii rozdělit na dvě třídy – planární a tomografickou. Planární snímek vzniká snímáním pacienta z určitého úhlu,

jedná se o dvourozměrnou obrazovou rovinu trojrozměrného objektu. Planární snímky postrádají informaci o hloubce, avšak i tak můžou být diagnosticky přínosné.

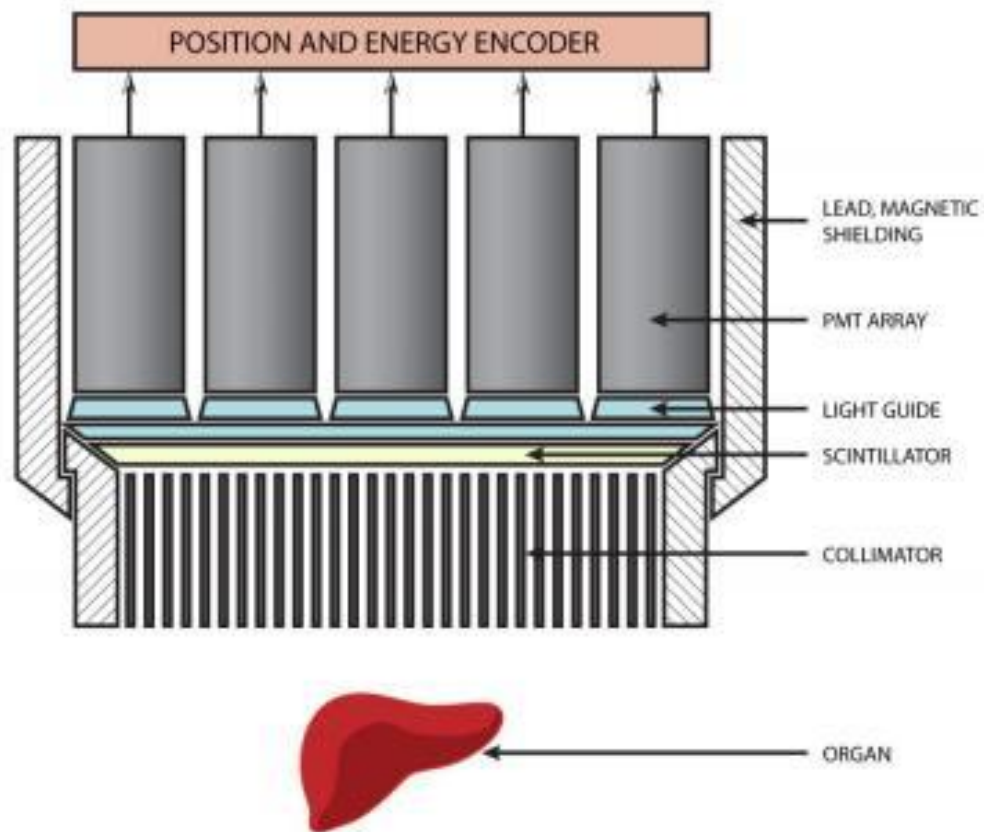
V tomografické třídě rozlišujeme dvě skupiny přístrojů – SPECT a PET. Pro režim zobrazování jednotlivých fotonů (SPECT) jsou data shromažďována z mnoha úhlů otáčejícím se detektorem kolem pacienta. To umožňuje rekonstruovat jednotlivé řezy distribuce radionuklidu, čímž poskytují informace o hloubce chybějící při planárním zobrazování. Pozitronové zobrazení (PET) využívá detekci anihilačních fotonů. Při přeměně β^+ vzniká pozitron, který interaguje s elektronem, nacházejícím se v elektronovém obalu atomu, za vzniku dvou fotonů γ , které nazýváme anihilační. Tyto vysokoenergetické fotony jsou detekovány kruhově umístěnými detektory. Pro lepší diagnostickou informaci lze využít kombinace tomografických modalit SPECT a PET s výpočetní tomografií (CT) nebo magnetickou rezonancí (MRI). Tyto hybridní přístroje slouží k diagnostice mnoha benigních i maligních onemocnění [2, 7, 8].

3.5 Gamakamera

Zlomovým bodem byla v zobrazovací technice konstrukce gamakamery se scintilačním krystalem a fotonásobiči. V roce 1958 jej uskutečnil americký elektroinženýr Hal Oscar Anger u své scintilační gamakamery. V dnešní době díky digitalizaci mluvíme o digitální scintilační kameře. Angerova scintilační kamera se skládá z kolimátoru, scintilačního krystalu, světlovodiče, řadou fotonásobičů a potřebné elektroniky. Celá konstrukce je ve světlotěsném olověném pouzdru kvůli stínění ionizujícího záření, výjimkou je detekující plocha.

Gamakamera funguje na principu detekce, zpracování a vyhodnocení signálu. Po aplikaci vhodného radiofarmaka jsou z těla pacienta paprsky záření gama kolimovány kolimátorem. Ten vymezuje směr fotonů dopadajících na scintilační krystal, ve kterém dochází k absorpci energie fotonů, následné excitaci

a deexcitaci, při které je emitováno viditelné světlo. Toto světlo je na fotokatodě fotonásobiče převedeno na emisi elektronů a poté zesíleno pomocí fotonásobičů. Dále je elektrický impuls převeden na obraz pomocí vyhodnocovací techniky [6, 7].



Obrázek 1 – Schéma gamakamery. **Organ** – orgán; **collimator** – kolimátor; **scintillator** – scintilační krystal; **light guide** – světlovodič; **PMT array** – fotonásobič; **lead** – olověné pouzdro [9]

3.5.1 Kolimátor

Nejčastěji je to olověná deska s velkým množstvím malých otvorů, umístěná před scintilačním krystalem. Zařízení slouží k filtraci dopadajících fotonů γ . Fotony, které neletí ve směru osy otvorů kolimátoru, jsou pohlceny v olověných septech mezi otvory, čímž je zajištěna zejména geometrie dopadu a ostrost výsledného obrazu. Nejpoužívanějšími typy jsou paralelní, pinhole a fanbeam [6, 10].

Paralelní kolimátor

Je tvořen velkým počtem otvorů kolmých na snímáný objekt, velikost obrazu se nemění. Tvar otvorů může být kruhový, čtvercový, trojúhelníkový, nebo hexagonální. Kolimátor s větším průměrem, tedy nižší hustotou otvorů, má vyšší citlivost, ale horší rozlišení. Velikost sept se volí podle energií zářiče, rozlišujeme energie nízké, střední a vysoké:

1. Low Energy (LE) kolimátor pro nízké energie do 160 keV („techneciový“), obsahuje mnoho drobných otvorů s tenkými přepážkami;
2. Medium Energy (ME) kolimátor pro střední energie do 300 keV („indiový“);
3. High Energy (HE) kolimátor pro vysoké energie mezi 300-400 keV („jodový“), má menší počet velkých otvorů s tlustými přepážkami. Při použití tenkých sept na zářič s vysokou energií by došlo k nedostatečné filtraci fotonů a tím ke zhoršení kvality obrazu [7, 10].

Tlustší kolimátor zajišťuje lepší rozlišení, ale nižší citlivost způsobenou vyšší absorpcí fotonů v septech mezi otvory. Rozlišujeme:

1. LEAP (Low Energy All Purpose) – kolimátor k všeobecnému použití;
2. LEHR (Low Energy High Resolution) – kolimátor s větší tloušťkou, který obsahuje delší septa, tento typ je nejčastěji užívaný;
3. LEUHR (Low Energy Ultra High Resolution) – kolimátor s nejvyšším rozlišením, ale nejnižší citlivostí [7].

Pinhole kolimátor

Je tvořen jedním otvorem s průměrem 3-5 mm, obraz je převrácený a zvětšený. Čím blíže je objekt u kolimátoru, tím větší bude obraz. Využívá se pro zobrazení

malých orgánů jako je štítná žláza nebo k zobrazení některých tkání u malých dětí [7].

Fanbeam kolimátor

Je tvořen mnoha otvory konvergentními v transaxiálním směru a paralelními v axiálním směru. Používá se pro SPECT mozku a myokardu.

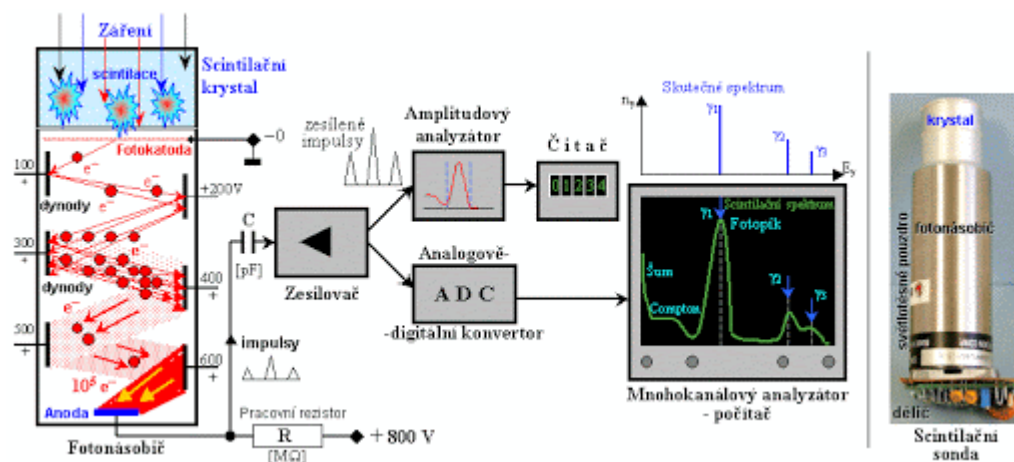
Klasické konvergentní a divergentní kolimátory se dnes již nepoužívají. Se zvětšující se vzdáleností kolimátoru od zdroje se zhoršuje rozlišení i citlivost, proto je nutné dbát na to, aby byly detektory při vyšetření co nejbližší k pacientovi [7].

3.5.2 Scintilační detektor

Scintilační detektor je zařízení složené ze scintilačního krystalu, na který navazuje velké množství fotonásobičů a příslušná elektronika, jako předzesilovač, zesilovač, amplitudový analyzátor impulzů a potřebné registrační či paměťové zařízení. Vše je zasazeno do světlotěsného pouzdra, které je kromě detekční strany olovené, z důvodu odstínění ionizujícího záření z okolí. Kromě toho pouzdro slouží k magnetickému odstínění fotonásobičů. Součástí pouzdra je i ventilátor, který musí být vždy průchozí a nezakrytý. Na spodní části pouzdra je mechanismus pro nasazení kolimátoru, který je umístěn směrem k pacientovi [7, 11].

Scintilační krystal využívá excitace a následné deexcitace atomů a molekul prostředí, která se v některých látkách projeví scintilací, tedy formou uvolnění světelných záblesků. Podmínkou je existence luminiscenčních center, v nichž dochází k emisi luminiscenčního záření. Průchod částice nebo elektromagnetického vlnění scintilačním detektorem způsobí excitaci některého z přítomných atomů. Excitovaný atom má pak vyšší energetický stav.

Takto setrvává velmi krátkou dobu, dokud nedojde k jeho deexcitaci, tedy přechodu do některé z nižších energetických hladin, za současného vyzáření přebytečné energie formou fotonů viditelného světla. Principem fotoefektu nebo Comptonovým rozptylem dojde k dopadu světelných fotonů na fotokatodu, která obsahuje vrstvu antimonu a cesia k vyražení elektronů. Fotokatoda je část, která doléhá na scintilátor přes vrstvu světlovodiče. Vyražené fotoelektrony jsou v malém počtu usměřňovány ke kladně nabitým elektrodám (dynodám), jejichž napětí se postupně zvyšuje. Povrch dynod je z materiálu s vysokým koeficientem emise, dochází tak k postupně narůstajícímu zmnožení elektronů. Při dopadu na anodu už je celkový počet elektronů zmnožen 106–109krát, což je považováno za dobře měřitelný elektrický impulz [4, 7, 12].



Obrázek 2- schéma scintilačního detektoru [12]

Předzesilovač tvaruje elektrické impulzy snímané z anody tak, aby výška elektrického impulzu na výstupu fotonásobiče při konstantním napětí byla přímo úměrná energii fotonů gama absorbované ve scintilačním krystalu. Dále jsou signály zvyšovány v zesilovači a pokračují do analyzátoru impulzů, kde je vyhodnocována jejich amplituda. V analyzátoru se stanoví dolní a horní diskriminátor, ze kterých jdou impulzy do antikoincidenčního obvodu. Pouze impulz s amplitudou vyšší, než je dolní diskriminační hladina a zároveň nižší, než je horní diskriminační hladina, tedy je v okénku mezi diskriminačními

hladinami projde antikoincidenčním obvodem. Pokud máme víc dvojic diskriminátorů, jedná se o mnohokanálový analyzátor, neboť jednotlivá okénka se nazývají kanály, kterým můžeme přiřadit čísla. Propuštěné impulzy se vedou na koncovou jednotku, tou může být čítač nebo integrátor. Čítač měří počet impulzů za předem stanovený čas, zatímco integrátor stanovuje aktuální četnost impulzů. U moderních přístrojů jsou impulzy ze zesilovače vedeny do analogově-digitálního převodníku (ADC), který zobrazuje celé spektrum energií fotonů gama. Z fyzikálního hlediska je záření gama monoenergetické, výsledným obrazem je ale scintilační spektrum, což je dáno fyzikálními vlivy ve scintilačním detektoru. Toto výsledné spektrum je charakterizované spojitým spektrem a fotopíkem, který charakterizuje ty fotony, které přišly v krystalu o veškerou svou energii. Pro vyšší kvalitu výsledného obrazu se při scintigrafických metodách in-vivo nastavují úzká energetická okna, která obsahují pouze nejbližší oblast vyznačeného fotopíku [2, 7, 12].

Zjištění místa dopadu

Po odfiltrování kolimátorem dopadají vhodně směřující fotony gama na přesně určené místo ve scintilačním krystalu, kde způsobí záblesk scintilačních fotonů. Značná část těchto fotonů následně putuje na fotokatody jednotlivých fotonásobičů, kde uvolní elektrony a na jednotlivých fotonásobičích tak vzniká elektrický impulz. Výšky impulzů jsou nepřímo úměrné vzdálenosti od místa scintilace. Zobrazení distribuce radiofarmaka jednotlivými fotonásobiči by vedlo k zobrazení pouze těch fotonásobičů, na kterých byl registrovaný impulz, takový obraz by měl velmi špatné rozlišení. Proto se využívá polohových obvodů, které porovnávají zesílené impulzy z fotonásobičů. Vytvářejí polohové impulzy X a Y odpovídající místu dopadu fotonu gama ve scintilačním krystalu, tedy místu v organismu, ze kterého byl vyzářen registrovaný foton gama. Polohové impulzy jsou převedeny na číselné hodnoty adres v přednastavené

akviziční matici digitálního obrazu. Ze všech fotonásobičů se součtem zjištěn sumační impulz Z , který odpovídá celkovému počtu scintilačních fotonů, tedy energii záření gama absorbované v krystalu. Amplitudový analyzátor impulzů propustí jen impulzy odpovídající nastavenému oknu, které je v oblasti jednoho nebo více fotopíků. Jen tyto signály jsou zapsány do obrazové matice. Velikost matice výrazně ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu. Jemnější matice obsahující více pixelů, nejmenších obrazových prvků, umožňuje lepší rozlišení, ale jen v případě dostatečného počtu impulzů. Každý pixel je charakterizován souřadnicemi X a Y . Při každém dopadu fotonu gama na krystal je mikroprocesorem vypočtena souřadnice X a Y , a tím určena adresa v obrazové matici. Na konci snímání máme výsledný obraz, jehož každému pixelu je přiřazena číselná hodnota odpovídající počtu registrovaných fotonů gama a je tedy přímo úměrné množství radionuklidu z celé hloubky vyšetřovaného objemu [7, 12].

Scintilační krystal

Pro detekci a spektrometrii záření gama se používají anorganické krystaly, organické plastické materiály, kapalně roztoky organických látek nebo vzácné plyny.

- Pro gama kamery NaI(Tl) – Nejčastěji užívaným scintilačním krystalem je krystal jodidu sodného aktivovaný thaliem. Krystal je planární válcového tvaru s průměrem 2–7 cm a výškou 2–8 cm. S rostoucí velikostí energie detekovaného záření je nutné volit krystaly s větším objemem a tloušťkou. Thallium slouží jako luminiscenční centrum, které zajišťuje posun emisního spektra do oblasti viditelného záření. Mezi krystalem a pouzdrem je tenká vrstva reflektoru zajišťující minimální ztráty světla. Krystal je kryt světlotěsným pouzdrem, který ho chrání před vnějším světlem a vlhkostí.

Vnitřní strany pouzdra jsou ošetřeny reflexní vrstvou, která zajišťuje odraz fotonů na fotokatodu fotonásobiče [7, 13];

- Pro PET: BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) je starší, ale dosud používaný detektor, LSO ($\text{Lu}_2\text{SiO}_5(\text{:Ce})$), GSO ($\text{Gd}_2\text{SiO}_5(\text{:Ce})$) jsou detektory používané v moderních strojích, největší výhodou je krátká scintilační doba. Detektory jsou v podobě nařezaných bloků scintilačního krystalu a na každý blok navazují čtyři fotonásobiče. Reflektor je napuštěn do řezů v krystalu, aby se signál opticky odizoloval [7, 13].

3.6 SPECT

Jednofotonová emisní výpočetní tomografie (Single Photon Emission Computed Tomography) mapuje distribuci radiofarmaka ve tkáních. Používaná radiofarmaka jsou vhodné chemické látky značené radionuklidy emitující při radioaktivní přeměně fotony gama, nejčastěji $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In a ^{123}I . Tomografická scintigrafie pak umožňuje trojrozměrné zobrazení pro lepší přehlednost a vyšší kontrast zobrazovaných lézí. Pro získání prostorového obrazu je nutné data matematicky zpracovat, tedy provést rekonstrukci dat [14].

Jednodušší kamery používané pro zobrazení SPECT jsou podobné planárním kamerám, jsou u nich ale dva zásadní rozdíly. SPECT kamery jsou konstruovány na kruhové gantry tak, aby rotací kolem pacienta snímaly data z velkého množství úhlů. Nejrozšířenějším způsobem snímání (akvizice) u tomografických kamer je metoda postupného snímání „step-and-shoot“. V tomto případě kamera snímá, poté se přeruší záznam dat a detektor se posune o další úhel. Jedná se o desítky projekcí (většinou) s posunem o 3° . Tento přístup má za následek krátkou mrtvou dobu, což je čas, během kterého se kamera pohybuje, ale nesnímá. Alternativou je kontinuální režim snímání, kdy se kamera pohybuje nepřetržitě a získává každou projekci přes úhlový přírůstek a eliminuje se tak mrtvá doba. Touto metodou je možné získat větší počet snímků na úkor malého rozmazání, způsobeného pohybem hlavy kamery během snímání.

Složitější SPECT přístroje jsou pak vybaveny více než jednou kamerou. Obvykle bývají na gantry upevněné dvě „hlavy“, což umožňuje zkrácení doby akvizice na polovinu. Ještě rychlejší jsou kamery tři detektorové, výjimečně čtyř detektorové používané pro zobrazení mozku [7, 14, 15, 16].

3.6.1 Akvizice

Dvouhlavé kamery mohou mít své detektory umístěné fixně buď v paralelním nebo kolmém postavení. Paralelní postavení, kdy jsou scintilační detektory naproti sobě umožňuje současné přední a zadní zobrazení, nebo je lze využít jako společnou jednotku pro SPECT akvizici. Postavení detektorů do písmene L je využíváno pro zobrazení srdce a mozku. Pokud detektory nejsou fixní, lze je nastavit do různých úhlových konfigurací.

Tomografické projekce jsou nejčastěji snímány přes oblouk 360° nebo 180° . Pro většinu orgánů ne nejčastěji využívané snímání přes 360° . Oblouk 180° se používá pro stranově umístěné orgány, nejčastěji pro srdce. Snímá se od pravé přední šikmé pozice do levé zadní šikmé pozice. Obvyklé množství projekcí pro 360° oblouk je 64 nebo 128, podobně pak 32 nebo 64 projekcí pro rozsah 180° [7, 14, 15].

Akvizice se dá docílit kruhovým pohybem detektorů obíhajících kolem centrální osy neboli osy otáčení. Ta prochází fixně uloženým pacientem na speciálním zobrazovacím stole. Kamery jsou v neměnné vzdálenosti od centra rotace a směřují detekční plochou vždy k pacientovi. Vzdálenost detekční plochy kamer od střední osy se nazývá poloměr otáčení. Pro lepší kvalitu záznamu se může používat pohyb po eliptické dráze. Se zvětšující se vzdáleností kolimátoru od zdroje se totiž zhoršuje rozlišení i citlivost. Jelikož lidské tělo má spíše eliptický tvar, maximálně se využívá možnosti přiblížení detektorů k těsné blízkosti povrchu pacientova těla. Toho je dosaženo automatickou konturací těla. Aby nedošlo ke střetu detektoru a pacienta, jsou na protilehlých okrajích detektorů lišty, které mají na jedné straně dvě řady infračervených

zářičů, které registrují z druhé strany dvě řady fotobuněk. Cílem je, aby došlo k přerušení vnějšího paprsku, tedy bylo zajištěno maximální přiblížení detektoru k tělu pacienta. Pokud by však došlo k přerušení vnitřní řady paprsků, znamenalo by to, že je detektor příliš blízko u těla pacienta a řídicí počítač musí oddálit detektor [7, 14, 15].

3.6.2 Rekonstrukce obrazu

Při akvizici poskládáním za sebou jednotlivých 1D projekcí vznikne sinogram. Vytvořením sinogramu lze zjistit, že nedošlo během snímání k případnému pohybu pacienta. Zobrazení sinogramu umožňuje zkontrolovat správný průběh tomografického vyšetření. Za normálních okolností musí mít sinogram každého zobrazovaného aktivního místa hladký nepřerušovaný průběh sinusoidy. Při rotačním pohybu pacienta během akvizice SPECT je na sinogramu jasně vidět diskontinuita hladkého průběhu. Sinogramy se používají i pro testování mechanických poruch při rotaci detektorů, jako jsou posuny centra rotace. Na základě sinogramů lze nežádoucí pohyby softwarově korigovat. Často se však vyšetření musí opakovat [17].

Snímky pořízené akvizicí je nutné matematickými algoritmy digitálně zpracovat tak, aby bylo možné zobrazit jednotlivé transaxiální řezy skenovaného orgánu. Rekonstrukce je možno provést dvěma základními metodami, filtrovanou zpětnou projekcí nebo iterativní rekonstrukcí [15].

Filtrovaná zpětná projekce

Při zpětné projekci, která využívá zpětného promítání dat z jednotlivých planárních obrazů do původně prázdné matice vždy pod úhlem, v němž planární obraz vznikl se objevuje hvězdicový „star“ artefakt. Výsledná matice vzniká přímým sečtením projekčních dat. Na obraze rekonstrukcí vznikají projekční paprsky a v obraze zanechávají artefakty. Ty neodpovídají skutečné distribuci radioaktivity ve vyšetřovaném objektu, ale nejvíce se projeví v okolí ložisek zvýšené depozice radioaktivity. Jednoduchá zpětná projekce se dnes

již pro rekonstrukci obrazu nepoužívá, v praxi se používá filtrovaná zpětná projekce [12, 17].

Filtrování je matematická technika používaná při rekonstrukci pro zlepšení vzhledu obrazu. Star artefakt potlačuje RAMP filtr, který zároveň zvýrazňuje detaily a hrany v obraze, ale zvyšuje šum, proto se používá v kombinaci s vyhlazovacím filtrem. Vhodnou volbou tohoto filtru lze dosáhnout optimálního kontrastu, prokreslení detailů a snížení šumu [12].

Iterativní rekonstrukce

Dnes se více než metoda filtrované zpětné projekce používají iterativní rekonstrukční metody. Důvodem je kompromis mezi kvalitou obrazu a jeho získáním v přijatelném časovém intervalu. Ukázalo se, že iterační techniky poskytují oproti filtrované zpětné projekci přesnější rekonstrukce. Jsou sice pomalejší, ale nevzniká hvězdicový artefakt, nepoužívají se zde tedy filtry typu RAMP. Další výhodou iterativní rekonstrukce je možnost zavedení některých korekcí přímo do algoritmu rekonstrukce. Principem iteračních algoritmů je najít řešení postupných odhadů [12, 18].

Proces je zahájen libovolným vytvořením prvního odhadu obsahu voxelů v rekonstruovaném obraze, můžou se zvolit samé 0, 1, nebo se použijí hodnoty ze zpětné projekce. Odhadovaný obraz se promítne do úhlů, ze kterých byly snímány původní projekce. Projekce odpovídající současnému odhadu jsou porovnány s naměřenými projekcemi. Výsledek rozdílu porovnání se používá k úpravě současného odhadu, čímž se vytvoří nový odhad. Proces se opakuje, dokud není rozdíl mezi obrazy nulový, menší než zadaná hodnota chyby nebo nepřekračuje nastavený počet iterací. Vysoký počet iterací totiž způsobuje obrazový šum.

Algoritmy se liší způsobem, jakým jsou porovnány naměřené a odhadované projekce a druh korekce aplikované na aktuální odhad. Dnes se nejčastěji používá algoritmus „OSEM“ (Ordered subsets expectation maximization). Je možné použít i složitější program iterativní rekonstrukce, který výrazně zlepšuje

rozlišení SPECT, nebo při zachování rozlišení zkracuje dobu akvizice na polovinu. Nevýhodou je dlouhá doba rekonstrukce a vyšší cena [7].

3.6.3 Hybridní systémy

Zobrazování na hybridních zařízeních je s postupem času více a častěji využíváno a prokázalo se jako velmi užitečné. Systémy SPECT/CT jsou dnes integrovány do jediného zařízení, akvizice SPECT/MRI je téměř vždy prováděna na samostatných systémech s dopomocí referenčních značek. Zatímco SPECT/CT je většinou široce používán v onkologickém výzkumu, SPECT v kombinaci s MRI, pokud je integrován do jednoho systému, nabízí potenciální využití v neurovědách, tak i v onkologii. Oba systémy CT i MRI poskytují vysoký stupeň prostorového rozlišení, které umožňuje anatomické zobrazování, fenotypizaci tkání, volumetrii a může poskytnout informace týkající se fyziologie tkání [19].

3.7 PET

Pozitronová emisní tomografie (Positron Emission Tomography) je založená na detekci anihilačních fotonů. Jelikož pozitrony uvolněné z jádra pozitronového zářiče (např. ^{18}F) velmi rychle interagují s elektrony z elektronových obalů okolních atomů tkání pacienta, jejich dolet ve tkáni je velmi krátký. Tato vzdálenost pak stanovuje mez, pod kterou se nelze dostat s rozlišením PET. Výsledkem interakce s okolními elektrony je anihilace, při které pozitron s elektronem přemění svoji energii na dva gama fotony o energii 511 keV, které jsou emitovány opačným směrem v úhlu 180° od sebe. Detektory jsou optimalizované pro detekci dané energie a jsou umístěné na prstenci kolem pacienta [10, 20].

3.7.1 Akvizice

Novodobé PET skenery fungují na principu koincidenční detekce páru anihilačních fotonů. Ta nastane, když je pozitronový zářič umístěný mezi pár detektorů, jejichž vstupy jsou zapojeny do koincidenčního obvodu. K detekci dojde pouze, pokud jsou impulzy zaznamenané z obou detektorů současně, tedy musí dojít k anihilaci na spojnici mezi oběma detektory. Jestliže dojde k anihilaci mimo tuto koincidenční přímku, nemůže být druhý foton zaznamenaný protilehlým detektorem od detektoru zaznamenávajícího první foton. Díky velkému množství detektorů se dosahuje směrové detekce, tedy jejich elektronické kolimace, takže se nepoužívají olověné kolimátory [7, 10, 14].

U PET skenerů rozlišujeme čtyři základní typy koincidencí:

4. pravé koincidence – detekce obou fotonů pocházející z jedné anihilace, aby byly považovány za současné, časové koincidenční okno má nastavený interval na 12 ns pro BGO systémy, pro LSO je kratší;
5. náhodné koincidence – detekce dvou fotonů pocházejících z odlišných anihilací, které byly detekovány protilehlými detektory v rámci časového okna;
6. rozptylová koincidence – u jednoho z fotonů dojde ke změně směru trajektorie Comptonovým rozptylem, takže místo anihilace neleží na spojnici, tento typ koincidence způsobuje rozmazání obrazu;
7. žádná koincidence [7, 10, 14].

3.7.2 Hybridní systémy

Jako hybridní systémy využívané na odděleních nukleární medicíny kombinují anatomicko-metabolické obrazové informace. Samostatný PET je významný poskytovatel molekulárních informací, toho se využívá i u neinvazivní charakterizace nádorů a metastáz, stejně tak i pro sledování účinků terapie. Fúze s jinými diagnostickými přístroji pak začala systémem

PET/CT, a byla prokázána vyšší diagnostická hodnota než samotným zobrazením PET nebo CT u řady klinických onemocnění. MRI může mít zvláštní význam u pacientů s ohledem na potřebu plánování terapie a sledování reakce na léčbu. Ve srovnání s CT jsou zobrazované měkké tkáně více kontrastní a nezpůsobují přídatnou radiační zátěž. Hybridní PET/MRI systémy jsou novější variantou, jsou zatím méně dostupné [10, 21].

Důležitou funkcí CT je poskytnutí informací pro výpočet atenuační mapy. U samostatného PET obrazu vzniká nehomogenita v obraze příčného řezu způsobena absorpcí záření γ v závislosti na hloubce uložení příslušné distribuce radioaktivity v tkáni. Snížení počtu impulzů ve výsledném profilu závisí na tloušťce a charakteru tkáně. Pro léze uložené ve větší hloubce v těle naměříme menší počet impulzů než pro léze, umístěné blíže k povrchu těla. Ke snížení vlivu artefaktů se využívá korekce na zeslabení CT přístrojem, kdy se zohlední absorpce záření okolními tkáněmi na základě absorpce záření za pomoci transmisního skenu rentgenky [10, 21].

3.8 Onemocnění diagnostikovaná přístroji nukleární medicíny

Nukleární medicína je obor medicíny, ve kterém se využívá k diagnostice i léčbě onemocnění podání radioaktivních látek do těla nemocného. K diagnostice se využívá zejména u onemocnění patřících do oborů kardiologie, neurologie, urologie, gastroenterologie, endokrinologie, onkologie aj. [1].

3.8.1 Nenádorová onemocnění

K metodám diagnostiky nenádorových onemocnění v oboru nukleární medicíny patří:

- kvantitativní hodnocení myokardiální perfuze;
- diagnostika pravo-levého srdečního zkratu;
- diferenciální diagnostika parkinsonských syndromů a Parkinsonovy nemoci;

- sledování vývoje nemoci u pacientů s pravděpodobnou Alzheimerovou demencí;
- sledování kinetiky mozkomíšního likvoru;
- průkaz mozkové smrti;
- stanovení přežívání erytrocytů a místa jejich zvýšené destrukce pro diagnostiku hemolytických anémií;
- vyšetření skeletu k diagnostice artrózy, aseptické nekrózy, revmatoidní artritidy, metabolických poruch nebo k ověření fraktury;
- třífázová scintigrafie skeletu pro diferenciální diagnostiku skeletových bolestí;
- vyšetření perfuze a ventilace plic k prokázání plicní embolie;
- radionuklidová flebografie při podezření na uzávěr žilního systému;
- scintigrafie štítné žlázy pro její zvýšenou nebo sníženou činnost;
- detekce gastroezofageálního refluxu;
- stanovení funkce ledvin;
- detekce zánětů [1, 22].

3.8.2 Nádorová onemocnění

Hlavní indikace metod nukleární medicíny k zobrazování maligních procesů jsou:

- primární detekce tumorů;
- stanovení stádia nemoci;
- zhodnocení nálezu po proběhlé terapii;
- detekce recidiv;
- posouzení prognózy onemocnění na základě radionuklidového zobrazení nádoru;
- zpřesnění ozařovacího plánu pro externí radioterapii;
- ověření akumulace radiofarmaka v nádoru;
- určení optimálního místa pro biopsii [1, 10].

Způsoby zobrazování nádorů

- Zobrazování nádorů je založené na nescifických mechanizmech, jako jsou například vazby radiofarmaka na buněčné mitochondrie nebo aktivita zobrazená ve zvýšené kostní přestavbě např. u:
 - mnohočetného myelomu;
 - medulárního karcinomu štítné žlázy;
 - nádorů skeletu – z primárních maligních kostních tumorů jsou nejčastějšími osteosarkom, mnohočetný myelom a Edwingův sarkom. Častými sekundárními nádory skeletu jsou kostní metastázy, hlavně u karcinomů prostaty, prsu a plic [1, 10].
- Zobrazení specifického metabolického procesu, který je typický pro daný typ tumoru, např. zvýšená akumulace jodu ve štítné žláze nebo akumulace prekursorů katecholaminů v neuroendokrinních tumorech:
 - feochromocytomy a paragangliomy;
 - neuroblastomy.
- Zobrazování nádorových receptorů a antigenů – zobrazení neuroendokrinních tumorů pomocí radiofarmak s afinitou k somatostatinovým receptorům:
 - neuroendokrinní tumory – karcinoid, gastroenteropankreatické tumory a medulární karcinom štítné žlázy;
 - intrakraniální léze – adenomy hypofýzy a meningeomy [1, 10].
- K zobrazení metabolického děje s využitím pozitronových zářičů se používají radiofarmaka značená pozitronovými zářiči, které jsou v nádorech vycytávány na principu specifických nebo nescifických mechanismů.
 - maligní lymfomy – PET vyšetření je přínosné hlavně pro stanovení stádia Hodgkinských a neHodgkinských lymfomů;

- kolorektální karcinom – vyšetření pozitronovou emisní tomografií slouží k posouzení stádu i operability nádoru a dále k hodnocení efektu terapie a k detekci relapsu;
- karcinom jícnu – vyšetření se uplatňuje především ke stanovení stádu karcinomu, slouží hlavně k vyloučení vzdálených metastáz;
- karcinom pankreatu – vyšetření PET slouží k posouzení operability nádoru;
- karcinom plic – vyšetření PET se uplatňuje při diferenciální diagnostice benigních a maligních plicních uzlů a v zachycení metastáz. Předoperačně se provádí k posouzení rozsahu metastáz, aby se předešlo radikálním operacím u pacientů v pokročilém stádiu;
- maligní melanom – vyšetření přispívá k detekci uzlinových i vzdálených metastáz;
- karcinom prsu – PET vyšetření slouží k detekci metastáz v lymfatických uzlinách nebo vzdálených metastáz;
- diferencovaný karcinom štítné žlázy – pokud dojde k dediferenciaci karcinomu, dojde tak ke ztrátě jeho schopnosti akumulovat radiojód, takové tumory se zobrazují pomocí ¹⁸F-FDG PET/CT;
- karcinomy hlavy a krku – vyšetření slouží k detekci recidiv a pro staging regionálních lymfatických uzlin;
- karcinom neznámého původu – u některých pacientů lze tímto způsobem úspěšně detekovat primární karcinom a stanovit celkový rozsah metastatického postižení;
- gynekologické tumory – u těchto typů nádorů se vyšetření využívá především pro posouzení recidiv po operaci lokálně pokročilých karcinomů krčku děložního;
- karcinom prostaty;

- nádory a metastázy mozku [1, 10].

3.9 Radiační ochrana

Aplikace jakýchkoli radiačních technologií, a to nejen v medicíně je vždy spjata se škodlivým ozářením osob. Aby se zabezpečila ochrana těchto osob, je nutné jednat ve shodě s příslušnými předpisy a standardy. Plnění požadavků na radiační ochranu se musí ustavičně monitorovat a ověřovat. K adekvátnímu způsobu monitorování se používají specifické detektory, dozimetry a jiné senzory a čidla ionizujícího záření [2].

3.9.1 Biologické účinky ionizujícího záření

Fyzikálním působením ionizujícího záření na hmotu dochází k ionizaci a excitaci absorbující hmoty.

Živé organismy obsahují vysoké procento vody, jejíž radiolýzou vznikají vysoce reaktivní hydroxylové radikály, vodíkové radikály, hydratované elektrony a peroxid vodíku. Interakcí volných radikálů s biologicky důležitými makromolekulami dochází k jejich poškození. To vede ke změnám v aktivitě enzymů, je narušena syntéza specifických bílkovin a nukleových kyselin. Jedná se o sekundární reakce, tedy o nepřímý účinek záření.

Přímý účinek ionizujícího záření nastává při bezprostřední absorpci energie ionizujícího záření v biologické molekule. Tento účinek převládá v buňkách s nízkým obsahem vody. Dochází k ionizaci a následným chemickým změnám zasažených buněčných struktur. Jednotlivé tkáně a orgány jsou však rozdílně citlivé na ionizující záření. Pro posuzování citlivosti buněk na ionizující záření se používá pojem radiosenzitivita.

Podle citlivosti tkání a orgánů na ionizující záření je můžeme dělit na radiosenzitivní a radiorezistentní. Radiosenzitivní tkáně jsou charakteristické rychlou mitotickou aktivitou a malou diferenciací buněk, např. lymfatická tkáň, kostní dřeň nebo pohlavní žlázy. Radiorezistentní tkáně jsou naopak specifické

vysokou diferenciací a minimálním dělením buněk např. nervová a zralá svalová tkáň [4, 5, 23].

Podle vztahu dávky a účinku rozlišujeme stochastické a deterministické účinky. Deterministické účinky jsou charakteristické dávkovým prahem, při jehož překročení dojde k nežádoucímu účinku. Jejich vážnost a intenzita pak stoupá s obdrženou dávkou.

Druhým typem jsou stochastické účinky, které vznikají změnami v buňkách po ozáření. Tyto účinky nemají práh, již minimální dávka může vyvolat vznik stochastických účinků. Účinky mají pravděpodobnostní charakter, to znamená, že jsou náhodné. Dělíme je na účinky somatické (zejména nádory) a účinky genetické (fyzické nebo mentální poškození plodu) [4, 24].

3.9.2 Ochrana před ionizujícím zářením

V České republice podléhají všechna pracoviště s ionizujícím zářením legislativním předpisům Atomového zákona a Vyhlášce o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje [25].

Cílem radiační ochrany je zcela zamezit deterministickým účinkům a omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na míru přijatelnou pro jednotlivce i společnost [2].

Principy radiační ochrany:

- zdůvodnění – přínos vyšetření musí převažovat rizika, která mohou vzniknout;
- optimalizace – provádí se nejnižší možné ozáření osob takovým způsobem, aby bylo vyšetření diagnosticky výtěžné;
- limitace – při ozáření osob se nesmí přesáhnout stanovené limity, lékařské ozáření však nepodléhá limitům;
- bezpečnost zdrojů.

Radiační limity dělíme do tří skupin:

- obecné limity, které jsou platné pro obyvatele;
- limity pro radiační pracovníky;
- limity pro učně a studenty.

Aby byli dodrženy limity pro pracovníky, využívá se ochrany:

- časem – dávka pracovníka roste s časem, po který je pracovník vystavený zdroji záření;
- vzdáleností – pracovníci musí dodržovat největší možné odstupy od zdrojů ionizujícího záření, protože dávkový příkon klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje;
- stíněním – aby se zeslabilo záření, využívá se stínící vrstvy z vhodného materiálu umístěné mezi pracovníka a zdroj záření [1, 2].

Kategorizace pracovníků

Radiační pracovníci se dělí do dvou kategorií. Do kategorie A spadají radiační pracovníci, kteří by mohli obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně nebo ekvivalentní dávku vyšší než 15 mSv pro oční čočku, nebo tři desetiny limitu ozáření na kůži a končetiny. Ostatní radiační pracovníci nespádající do kategorie A, se řadí do kategorie B [1, 2].

Dozimetrie pracovníků

Osobní dozimetrie je důležitou součástí měření ionizujícího záření. Využívá se především ke stanovení velikosti dávek osob vystavených záření v souvislosti s jejich pracovní činností. Obecně lze osobní dozimetry rozdělit na filmové a fotoluminiscenční. Doplňkovými mohou být termoluminiscenční prstové nebo elektronické dozimetry. Dozimetr bývá umístěn na přední levé straně pracovního oděvu. V případě prstového dozimetru se umísťuje na dominantní prst. Pro kategorii pracovníků A, kam patří i radiační pracovníci nukleární medicíny, platí povinnost vyhodnocování dozimetrů po uplynutí jednoho měsíce. Pracovníkům kategorie B mohou být osobní dozimetry vyhodnocovány po třech měsících [1, 26, 27].

3.10 Úloha radiologického asistenta

Nezbytné požadavky na kvalifikační způsobilost osoby k výkonu povolání radiologického asistenta vycházejí z následujících legislativních předpisů:

- Odborná způsobilost podle zákona č. 96/2004 Sb., o nelékařských zdravotnických povoláních.
- Odborná způsobilost podle zákona č. 263/2016 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový zákon) [22, 28].

Radiologický asistent zodpovídá za správné provedení zobrazovacích postupů a ozařovacích technik, včetně těch používaných při lékařském ozáření ve zdravotnických zařízeních na odděleních nukleární medicíny. Mezi pracovní povinnosti radiologického asistenta patří informování pacienta, jeho zákonného zástupce nebo doprovázejícího ošetřujícího zdravotnického personálu. A to jak o prováděném radiologickém výkonu, rizicích s výkonem spojených, tak i postupech ke snížení těchto rizik. Asistent zodpovídá za správně provedené vyšetření pacienta, včetně podpůrných odborných činností směřující k přípravě, realizaci a interpretaci těchto postupů. Dále je odpovědný za množství aplikovaného radiofarmaka a vedení příslušného záznamu o provedení výkonu. V neposlední řadě má na starost i optimalizaci radiační ochrany nebo provádění a vyhodnocování rutinních zkoušek provozní stálosti [22, 28].

4 METODIKA

Data pro tuto bakalářskou práci byla sbírána retrospektivně z vyšetření provedených v období 02.01.2019 až 31.01.2019 Ústavem nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, kde se specializují na vyšetření kardiologická (perfuze, metabolismus a zánětlivá onemocnění srdce, popř. cév), onkologická (molekulární diagnostika PET/CT, pozitivní scintigrafie nádorů SPECT/CT, vyšetření sentinelových uzlin, aj.) a neurologická (perfuze mozku, mapování aktivity receptorů). Nově se toto pracoviště také zaměřuje na rozvoj scintigrafické diagnostiky v lymfologii (lymfoscintigrafie) a endokrinologii (scintigrafická lokalizace příštítných tělísek).

Z provozních deníků byla získána souhrnná data o počtu vyšetřovaných pacientů, jejich pohlaví, věku a provedeném vyšetření. Pomocí programu Microsoft excel byla získaná data statisticky a graficky zpracována.

Byl mi poskytnut soubor dat pacientů z celého roku 2019. Porovnal jsem počty pacientů vyšetřených na jednotlivých přístrojích za leden 2019 a za celý rok 2019, přičemž rozložení pacientů na jednotlivých strojích za leden 2019 procentuálně přibližně odpovídá jejich rozložení za celý rok 2019. Proto jsem k vypracování praktické části použil soubor pacientů za leden 2019 jako modelový výběr.

5 VÝSLEDKY

Klinické oddělení ÚNM se řadí k největším pracovištím nukleární medicíny v České republice. Je vybaveno moderním skenerem PET/CT Discovery 690 a pěti scintilačními kamerami, z toho dvěma hybridními systémy SPECT/CT, jednou tomografickou kamerou SPECT a dvěma planárními kamerami.

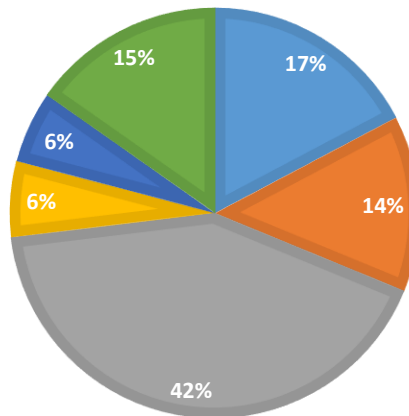
5.1 Rozložení vyšetřovaných pacientů na jednotlivých přístrojích

Tabulka 1 – Počet vyšetřovaných pacientů na jednotlivých přístrojích na ÚNM VFN

Název přístroje	Typ kamery	Počet vyšetření za leden 2019	Počet vyšetření za celý rok 2019
Mediso MB 9200 ÚNM I	Planární kamera	67	537
Mediso MB 9200 ÚNM II	Planární kamera	48	510
Infinia	SPECT kamera	160	1556
HawkEye I	Hybridní systém SPECT/CT	139	1248
HawkEye II	Hybridní systém SPECT/CT	137	1372
PET/CT Discovery 690	Hybridní systém PET/CT	342	3771

GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ POČTU VYŠETŘENÝCH PACIENTŮ NA JEDNOTLIVÝCH PŘÍSTROJÍCH V ÚNM VFN ZA ROK 2019

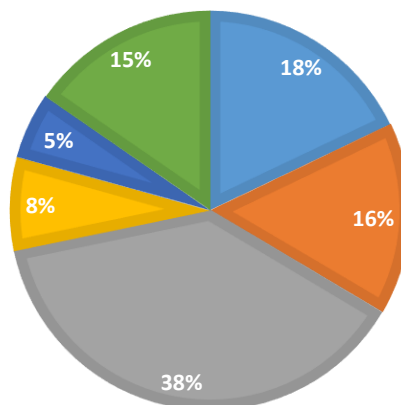
■ Infinia ■ GeHawkEye I ■ PET/CT Discovery 690
■ Mediso MB 9200 ÚNM I ■ Mediso MB 9200 ÚNM II ■ Hawkeye II



Obrázek 3 - Počet vyšetřených pacientů za rok 2019

GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ POČTU VYŠETŘENÝCH PACIENTŮ NA JEDNOTLIVÝCH PŘÍSTROJÍCH V ÚNM VFN ZA LEDEN 2019

■ Infinia ■ HawkEye I ■ PET/CT Discovery 690
■ Mediso MB 9200 ÚNM I ■ Mediso MB 9200 ÚNM II ■ HawkEye II



Obrázek 4 - Počet vyšetřených pacientů za leden 2019

5.2 Provedená vyšetření v ÚNM VFN

Tabulka 2 - Četnost provedených vyšetření v ÚNM VFN za leden 2019

Výkony	Počet
Evakuace žaludku	1
Imunoscintigrafie značenými protilátkami	1
Jiné	1
Perfuzní scintigrafie mozku	1
Scintigrafie značenými leukocyty	2
Třífázová scintigrafie skeletu s cíleným zaměřením na lokty	2
Somatostatinová receptorová scintigrafie ^{99m} Tc	3
Onkologická diagnostika Axuminem	5
Dynamická scintigrafie ledvin – dospělý	8
Dynamická scintigrafie ledvin – dítě	8
Diagnostika zánětu Fluorodeoxyglukózou	11
Vyšetření sentinelových uzlin u melanomu	13
Onkologická diagnostika Fluorocholinem	14

Scintigrafické zobrazení dopaminových receptorů v mozku	15
Třífázová scintigrafie skeletu	15
Vyšetření sentinelových uzlin u karcinomu prsu	15
Terapie radiojódem	17
Jiné – Fluorodeoxyglukóza	20
Somatostatinová receptorová scintigrafie ¹¹¹ In	20
Zobrazení myokardiální perfuze v klidu	29
Scintigrafie štítné žlázy	34
Statické vyšetření ledvin	35
Lymfoscintigrafie	36
Scintigrafie příštítných tělísek	36
Plicní ventilace a perfuze s cílenou statikou	49
Zobrazení myokardiální perfuze v zátěži	89
Scintigrafie skeletu	117
Onkologická diagnostika Fluorodeoxyglukózou	292

5.3 Mediso MB 9200 ÚNM I

Planární kamera



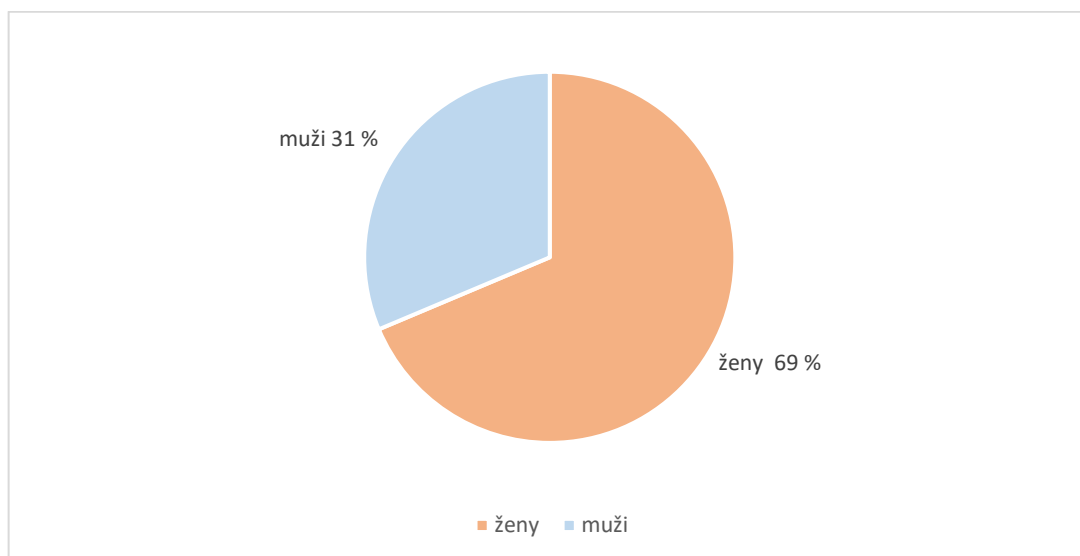
Obrázek 5 - Planární kamera Mediso MB 9200 ÚNM I [29]

5.3.1 Počty vyšetřovaných pacientů

Tabulka 3 - Počet vyšetřovaných pacientů – Mediso MB 9200 ÚNM I

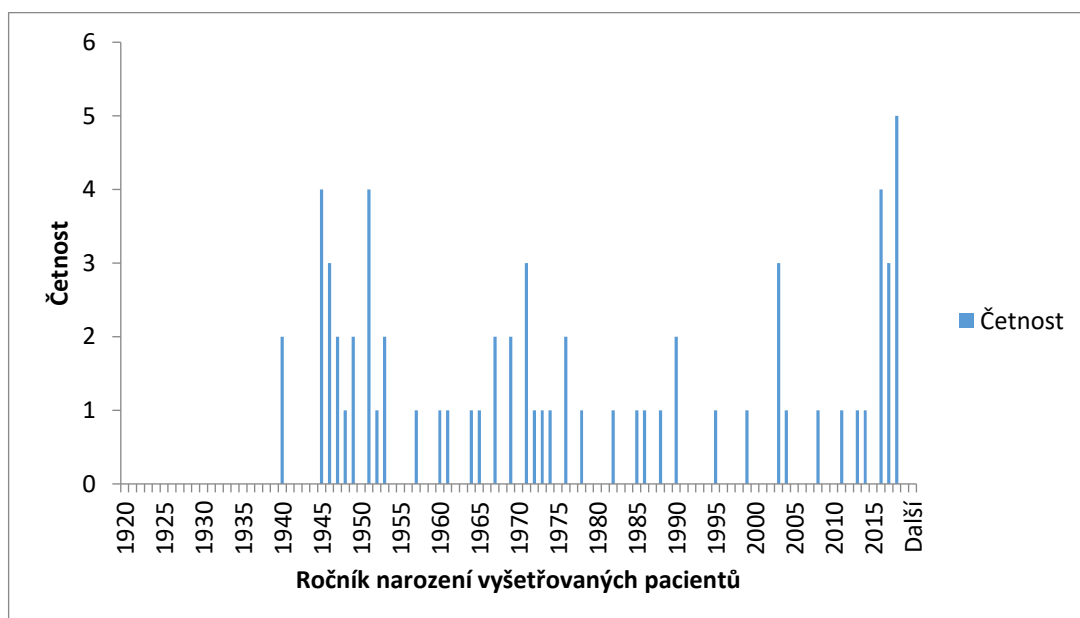
Počet vyšetřených pacientů za celý rok 2019	537
Počet vyšetřených pacientů za leden 2019	67
Počet vyšetřených žen za leden 2019	46
Počet vyšetřených mužů za leden 2019	21

5.3.2 Počet vyšetřených osob dle pohlaví



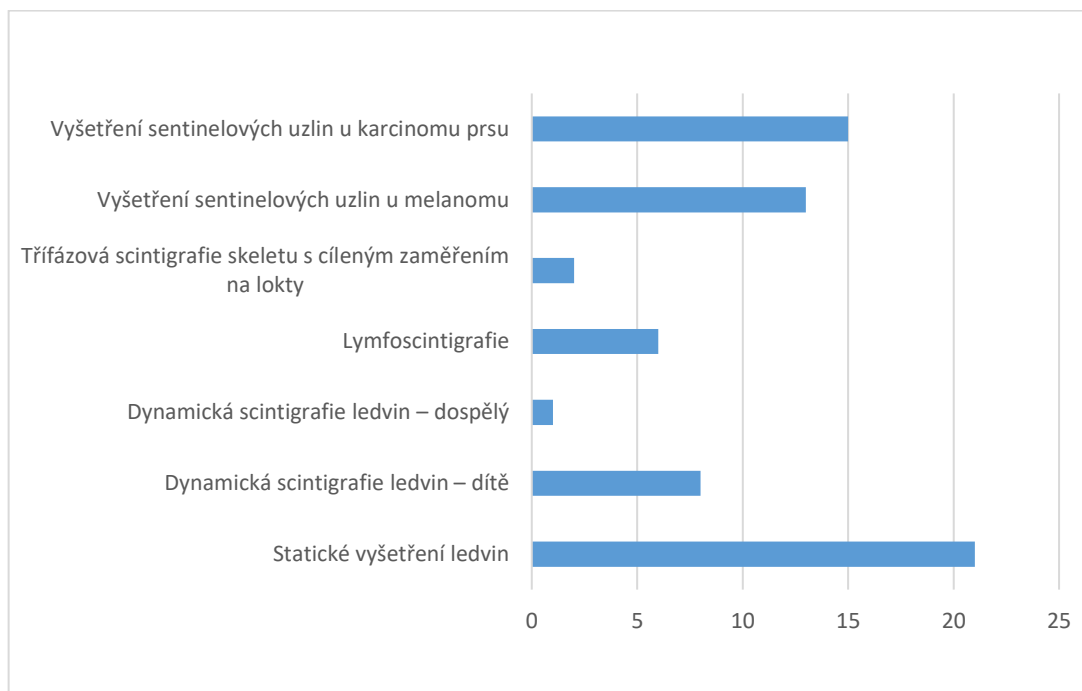
Obrázek 6 – Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – Mediso MB 9200 ÚNM I

5.3.3 Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození



Obrázek 7 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku narození – Mediso MB 9200 ÚNM I

5.3.4 Četnost jednotlivých výkonů



Obrázek 8 - Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM I

Tabulka 4 - Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM I

Výkony	Počet
Statické vyšetření ledvin	21
Dynamická scintigrafie ledvin – dítě	8
Dynamická scintigrafie ledvin – dospělý	1
Lymfoscintigrafie	6
Třífázová scintigrafie skeletu s cíleným zaměřením na lokty	2

Vyšetření sentinelových uzlin u melanomu	13
Vyšetření sentinelových uzlin u karcinomu prsu	15

5.4 Mediso MB 9200 ÚNM II

Planární kamera



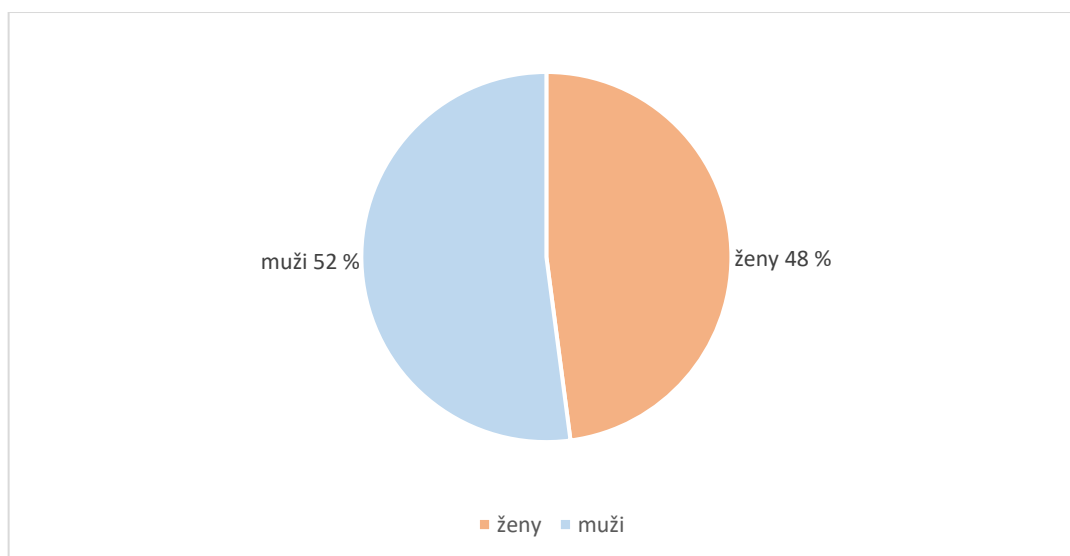
Obrázek 9 - Planární kamera Mediso MB 9200 ÚNM I [29]

5.4.1 Počty vyšetřovaných pacientů

Tabulka 5 - Počet vyšetřovaných pacientů – Mediso MB 9200 ÚNM II

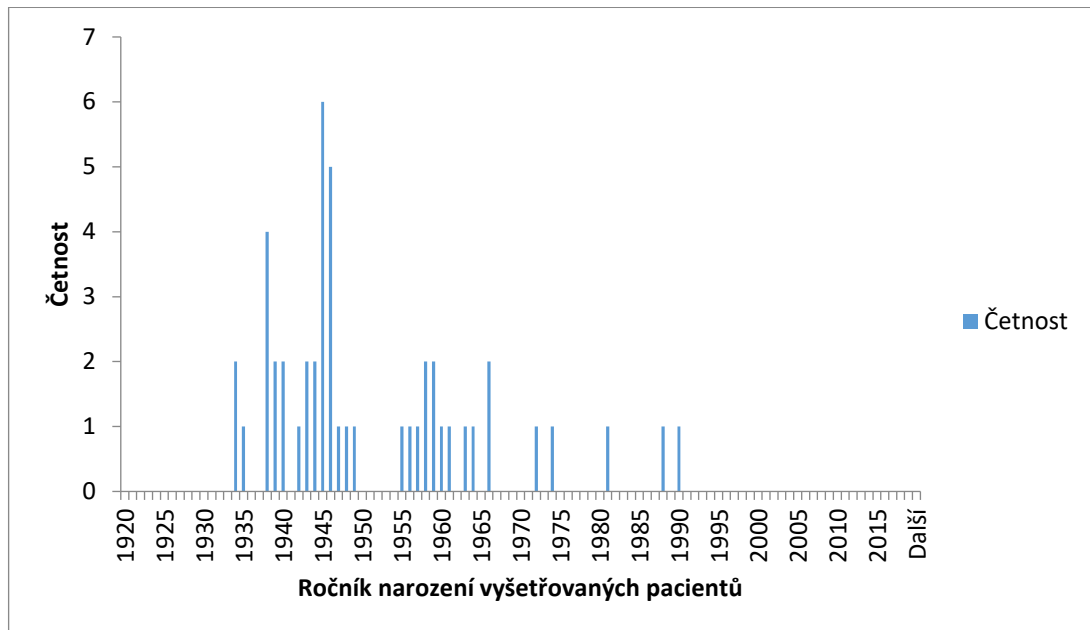
Počet vyšetřených pacientů za celý rok 2019	510
Počet vyšetřených pacientů za leden 2019	48
Počet vyšetřených žen za leden 2019	23
Počet vyšetřených mužů za leden 2019	25

5.4.2 Počet vyšetřených osob dle pohlaví



Obrázek 10 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – Mediso MB 9200 ÚNM II

5.4.3 Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození



Obrázek 11 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – Mediso MB 9200 ÚNM II

5.4.4 Četnost jednotlivých výkonů



Obrázek 12- Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM II

Tabulka 6 - Tabulka 3 - Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM II

Provedené vyšetření	Počet
Plicní ventilace a perfuze s cílenou statikou	48

5.5 Infinia

SPECT kamera



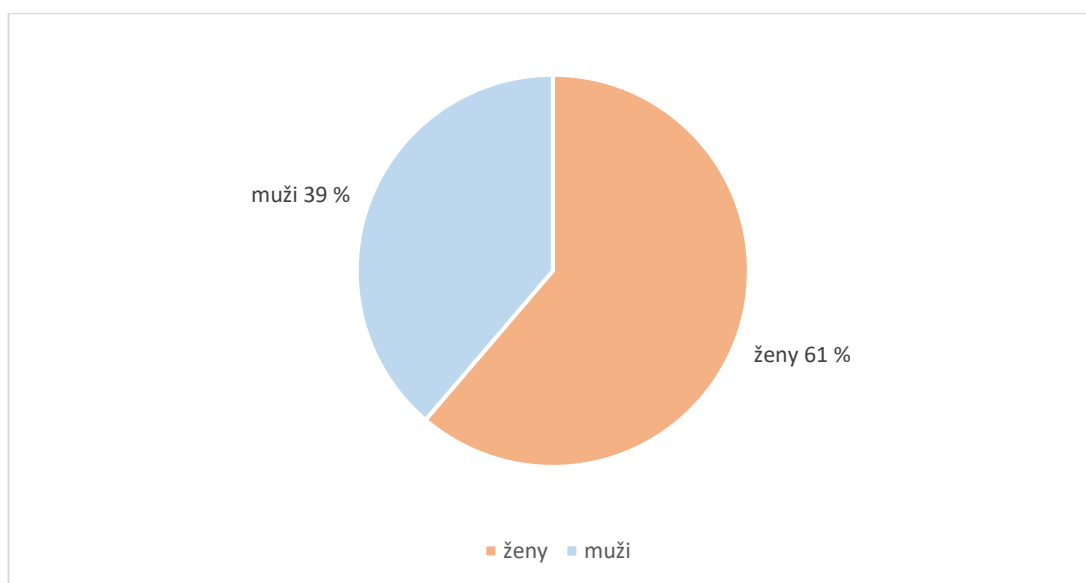
Obrázek 13 - SPECT kamera Infinia [29]

5.5.1 Počty vyšetřovaných pacientů

Tabulka 7 - Počet vyšetřovaných pacientů – Infinia

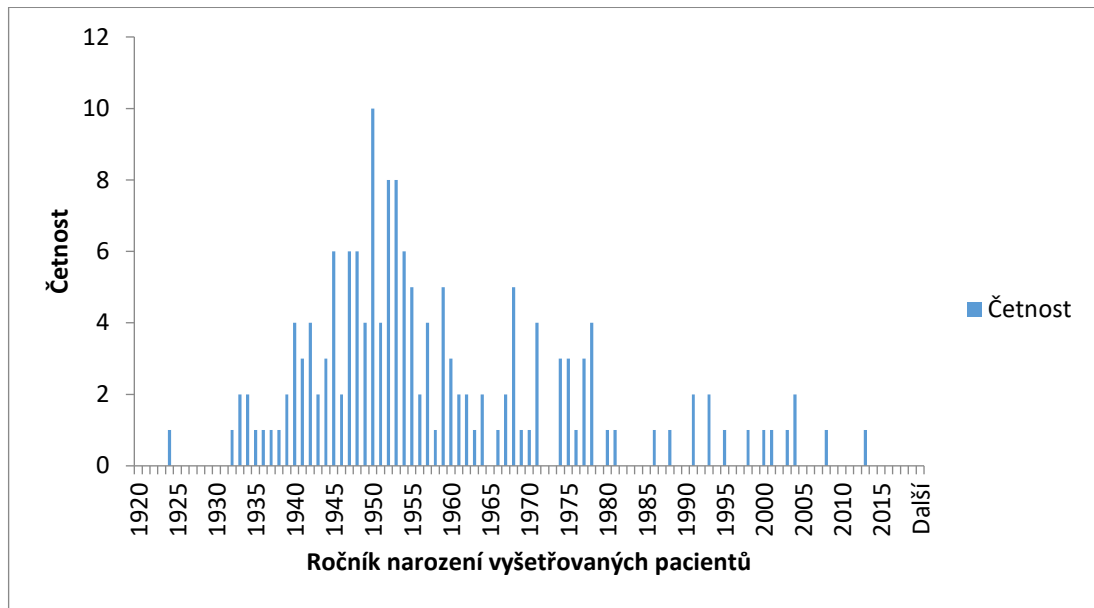
Počet vyšetřených pacientů za celý rok 2019	1556
Počet vyšetřených pacientů za leden 2019	160
Počet vyšetřených žen za leden 2019	98
Počet vyšetřených mužů za leden 2019	62

5.5.2 Počet vyšetřených osob dle pohlaví



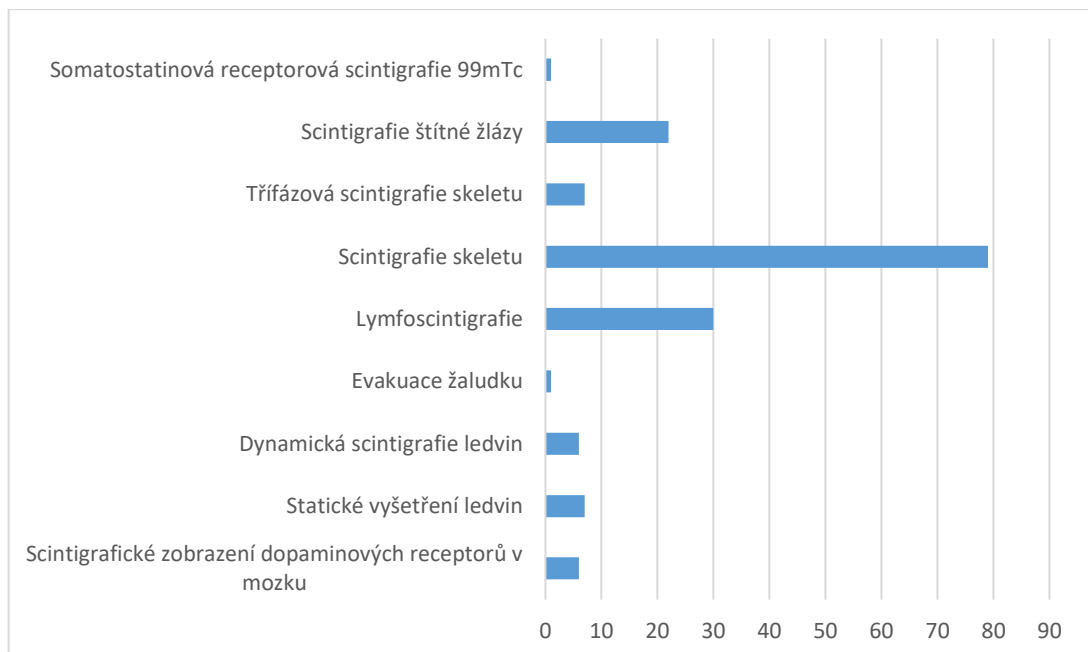
Obrázek 14 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – Infinia

5.5.3 Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození



Obrázek 15 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – Infinia

5.5.4 Četnost jednotlivých výkonů



Obrázek 16 - Četnost provedených výkonů – Infinia

Tabulka 8 - Četnost provedených výkonů – Infinia

Provedené výkony	Počet
Scintigrafické zobrazení dopaminových receptorů v mozku	6
Statické vyšetření ledvin	7
Dynamická scintigrafie ledvin	6
Evakuace žaludku	1
Lymfoscintigrafie	30
Scintigrafie skeletu	79
Třífázová scintigrafie skeletu	7
Scintigrafie štítné žlázy	22
Somatostatinová receptorová scintigrafie 99mTc	1

5.6 GE HawkEye I

Hybridní systém SPECT/CT



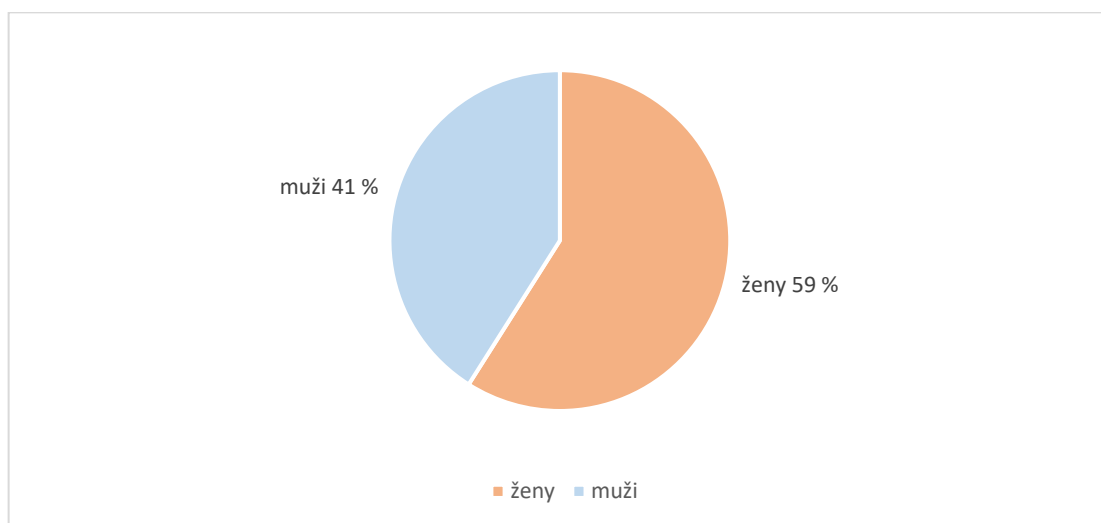
Obrázek 17 - SPECT/CT kamera HawkEye I [29]

5.6.1 Počty vyšetřovaných pacientů

Tabulka 9 - Počet vyšetřovaných pacientů – HawkEye I

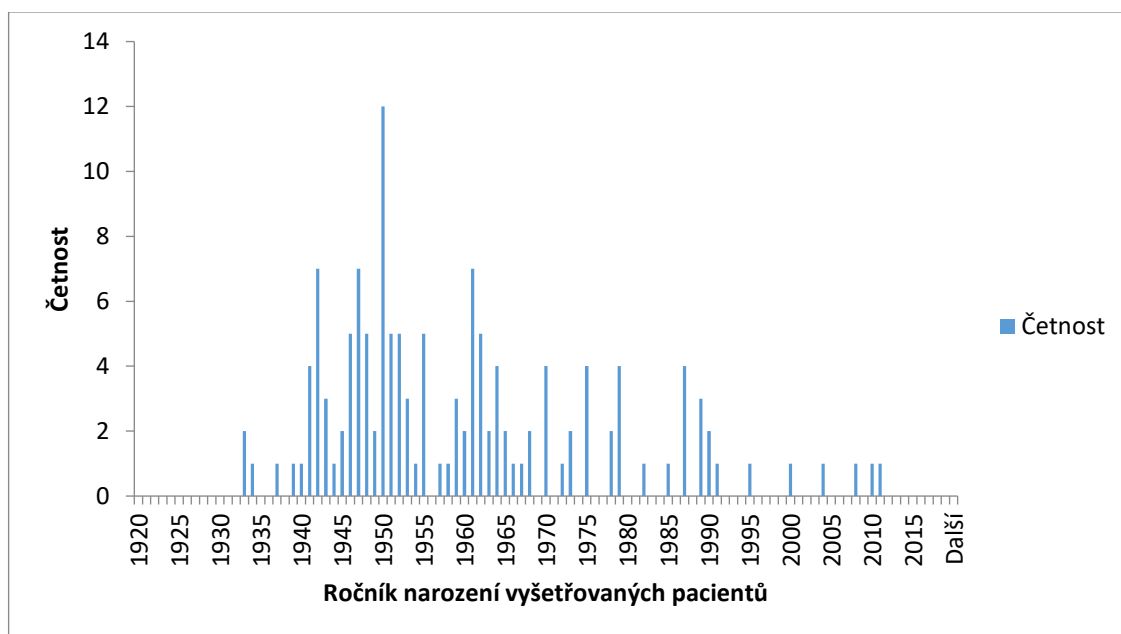
Počet vyšetřených pacientů za celý rok 2019	1248
Počet vyšetřených pacientů za leden 2019	139
Počet vyšetřených žen za leden 2019	82
Počet vyšetřených mužů za leden 2019	57

5.6.2 Počet vyšetřených osob dle pohlaví



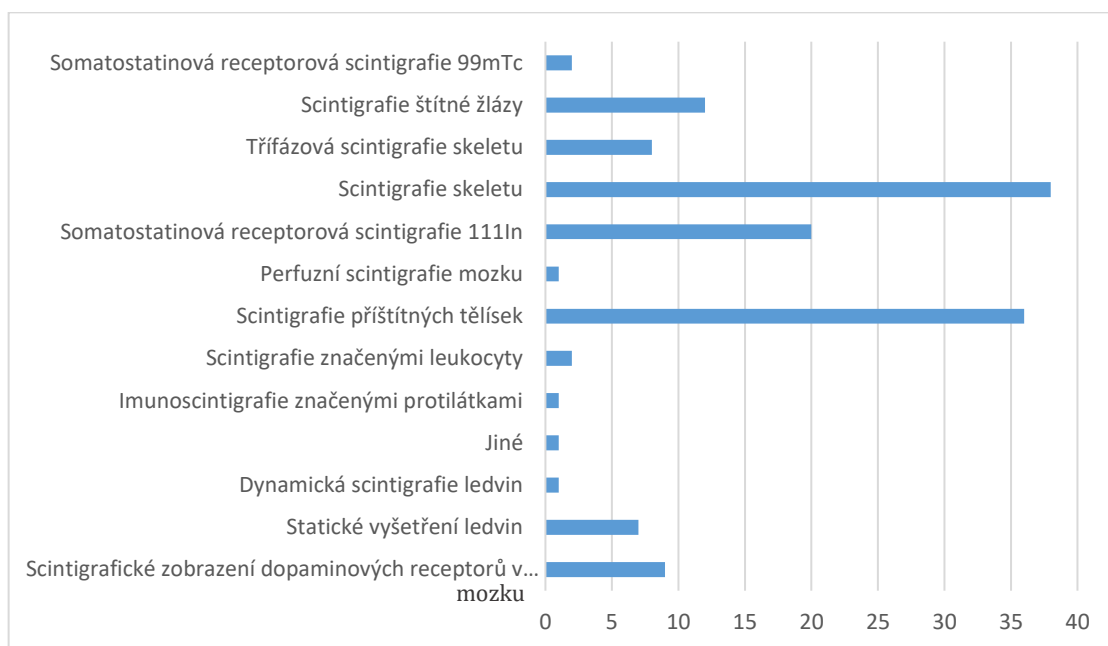
Obrázek 18 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – HawkEye I

5.6.3 Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození



Obrázek 19 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – HawkEye I

5.6.4 Četnost jednotlivých výkonů



Obrázek 20 - Četnost provedených výkonů – HawkEye I

Tabulka 10 - Četnost provedených výkonů – HawkEye I

Provedené výkony	Počet
Scintigrafické zobrazení dopaminových receptorů v mozku	9
Statické vyšetření ledvin	7
Dynamická scintigrafie ledvin	1
Jiné	1
Imunoscintigrafie značenými protilátkami	1
Scintigrafie značenými leukocyty	2

Scintigrafie příštítných tělísek	36
Perfuzní scintigrafie mozku	1
Somatostatinová receptorová scintigrafie ¹¹¹ In	20
Scintigrafie skeletu	38
Třífázová scintigrafie skeletu	8
Scintigrafie štítné žlázy	12
Somatostatinová receptorová scintigrafie ^{99m} Tc	2

5.7 GE HawkEye II

Hybridní systém SPECT/CT



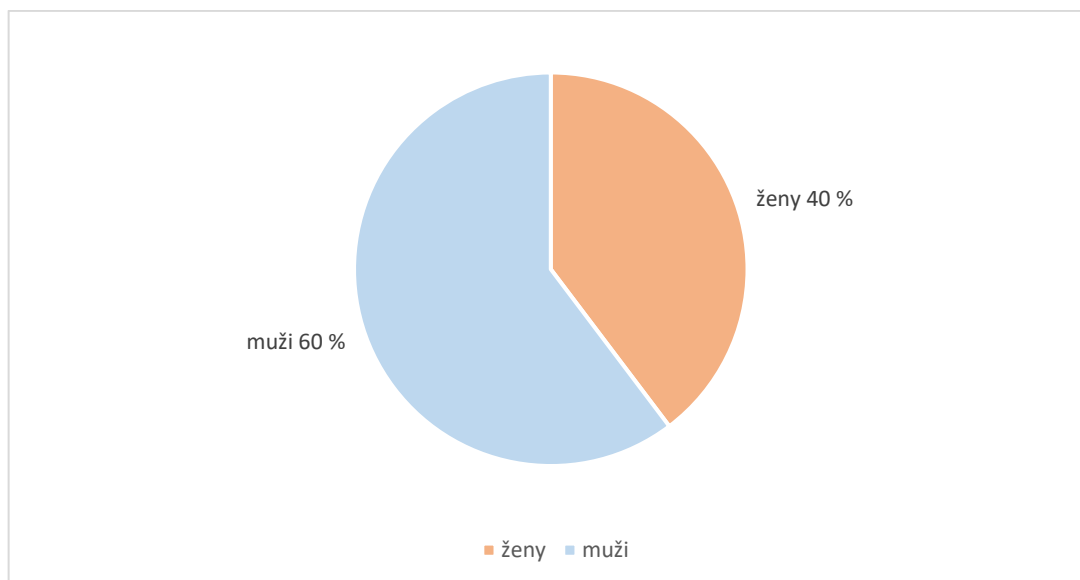
Obrázek 21 - SPECT/CT kamera HawkEye II [29]

5.7.1 Počty vyšetřovaných pacientů

Tabulka 11 - Počet vyšetřovaných pacientů – HawkEye II

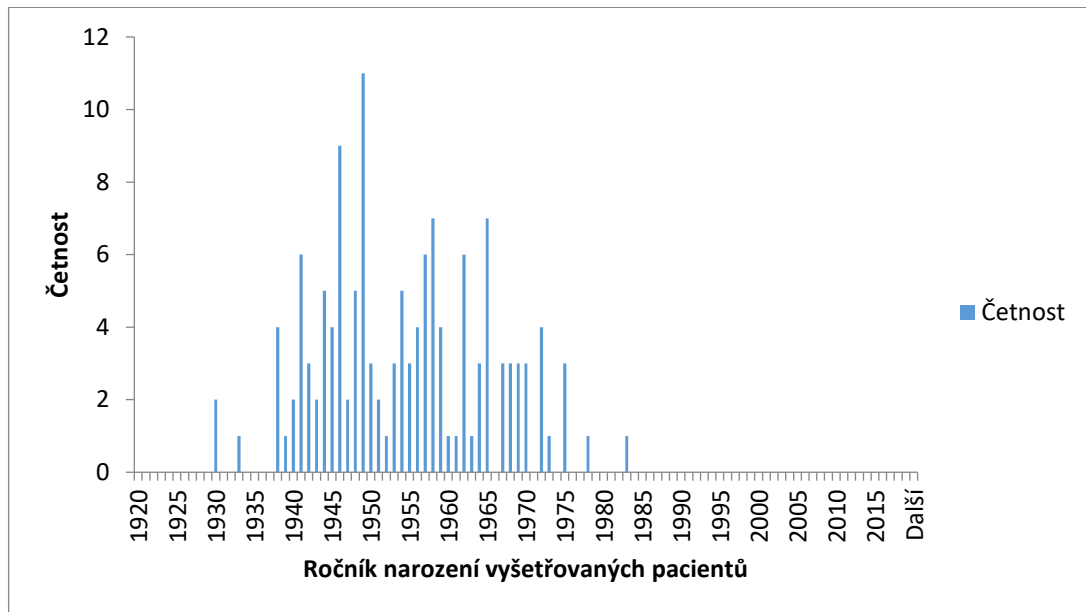
Počet vyšetřených pacientů za celý rok 2019	1372
Počet vyšetřených pacientů za leden 2019	137
Počet vyšetřených žen za leden 2019	54
Počet vyšetřených mužů za leden 2019	82

5.7.2 Počet vyšetřených osob dle pohlaví



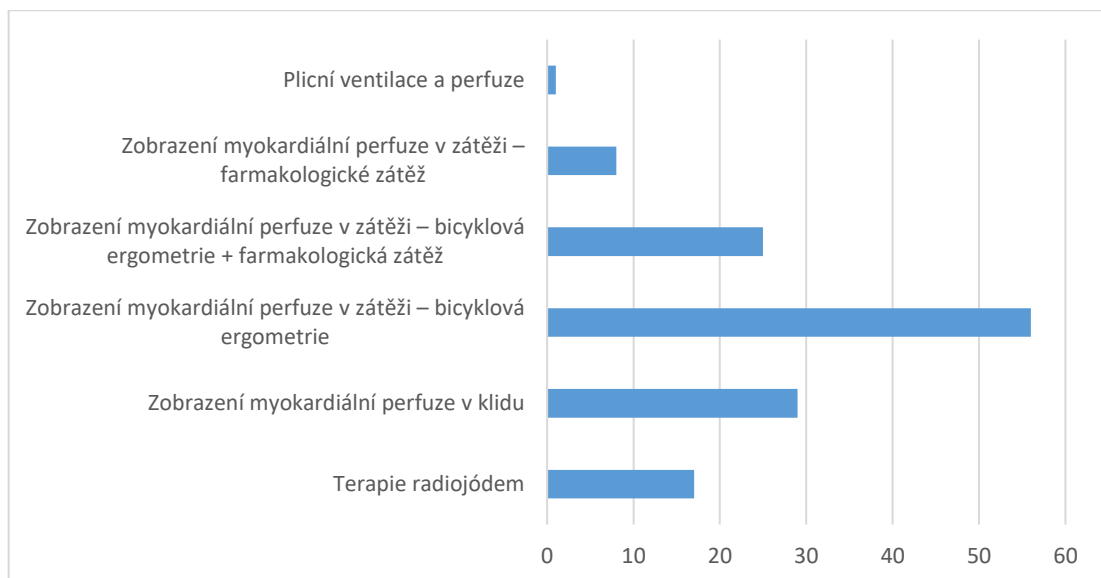
Obrázek 22 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – HawkEye II

5.7.3 Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození



Obrázek 23 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – HawkEye II

5.7.4 Četnost jednotlivých výkonů



Obrázek 24 - Četnost provedených výkonů – HawkEye II

Tabulka 12 - Četnost provedených výkonů – HawkEye II

Vyšetření	Počet
Terapie radiojódem	17
Zobrazení myokardiální perfuze v klidu	29
Zobrazení myokardiální perfuze v zátěži – bicyklová ergometrie	56
Zobrazení myokardiální perfuze v zátěži – bicyklová ergometrie + farmakologická zátěž	25
Zobrazení myokardiální perfuze v zátěži – farmakologické zátěž	8
Plicní ventilace a perfuze	1

5.8 PET/CT Discovery 690

Hybridní systém PET/CT



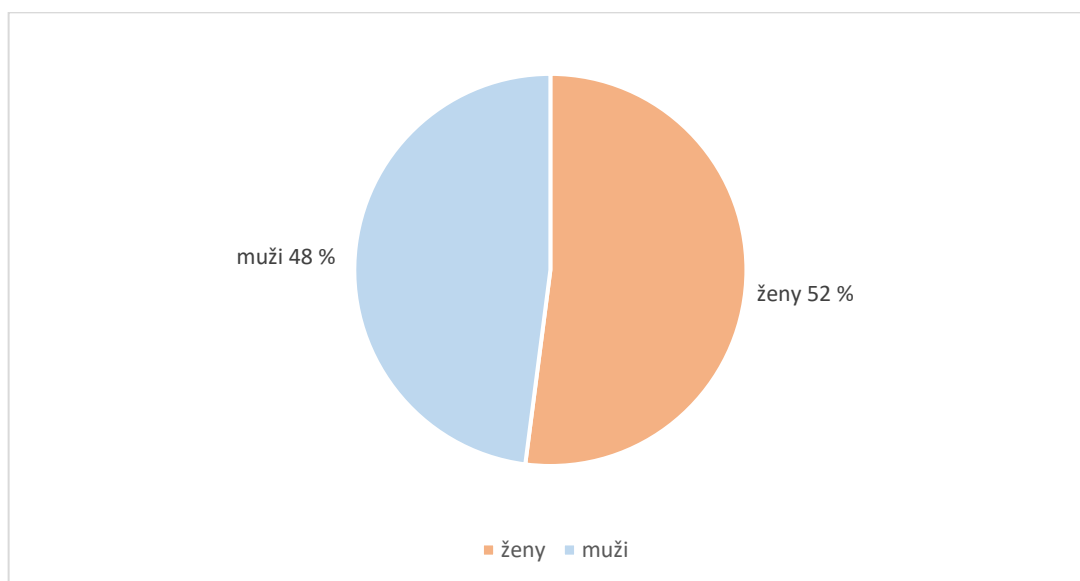
Obrázek 25 - Hybridní systém PET/CT Discovery 690 [29]

5.8.1 Počty vyšetřovaných pacientů

Tabulka 13 - Počet vyšetřovaných pacientů – PET/CT Discovery 690

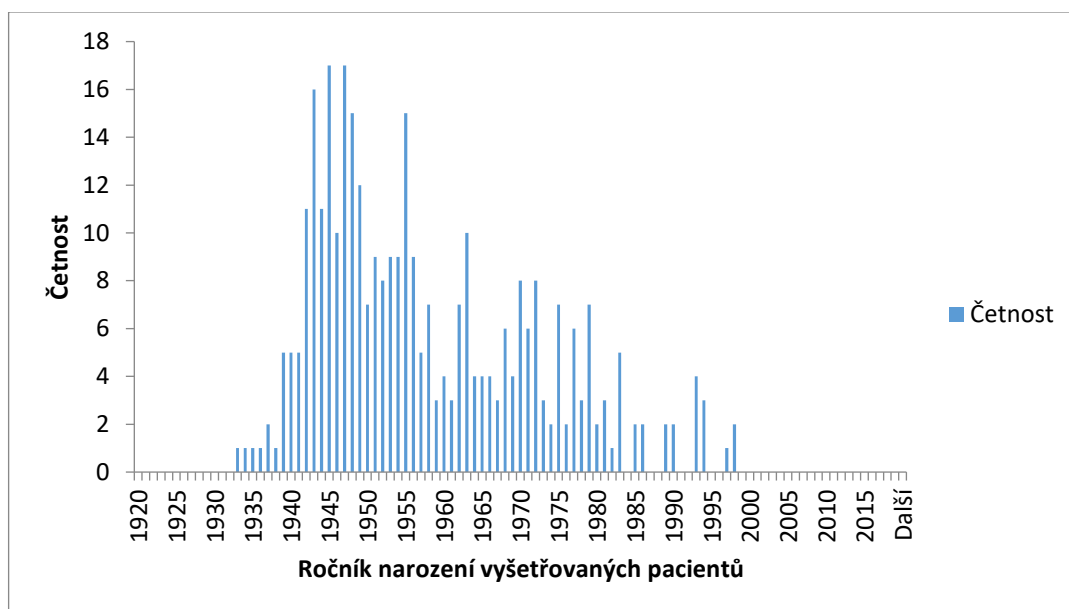
Počet vyšetřených pacientů za celý rok 2019	3771
Počet vyšetřených pacientů za leden 2019	112
Počet vyšetřených žen za leden 2019	64
Počet vyšetřených mužů za leden 2019	48

5.8.2 Počet vyšetřených osob dle pohlaví



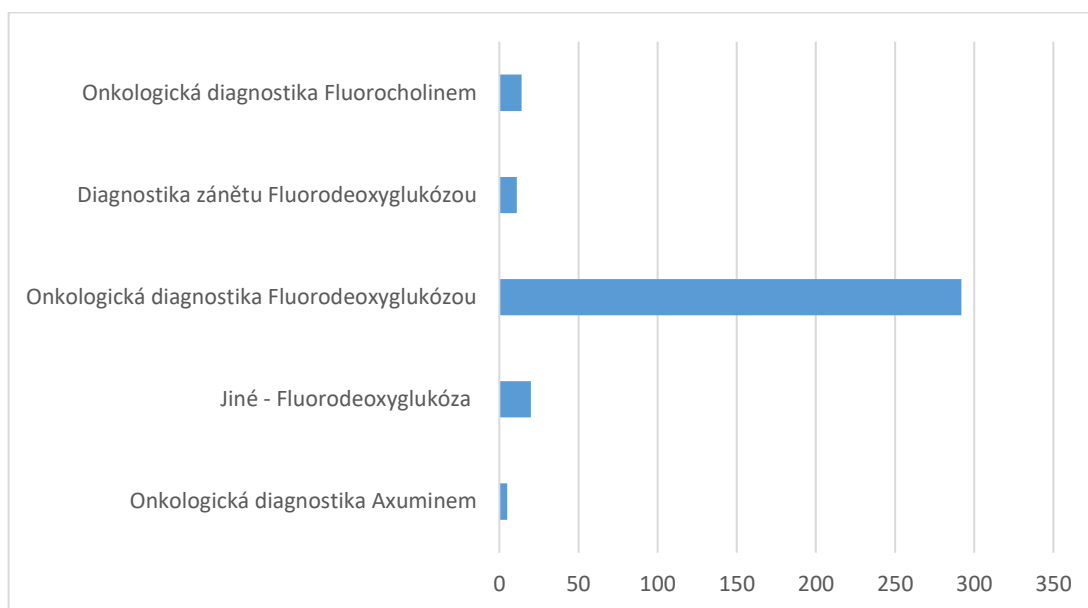
Obrázek 26 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – PET/CT Discovery 690

5.8.3 Četnost vyšetřovaných osob v závislosti na ročníku narození



Obrázek 27 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – PET/CT Discovery 690

5.8.4 Četnost jednotlivých výkonů

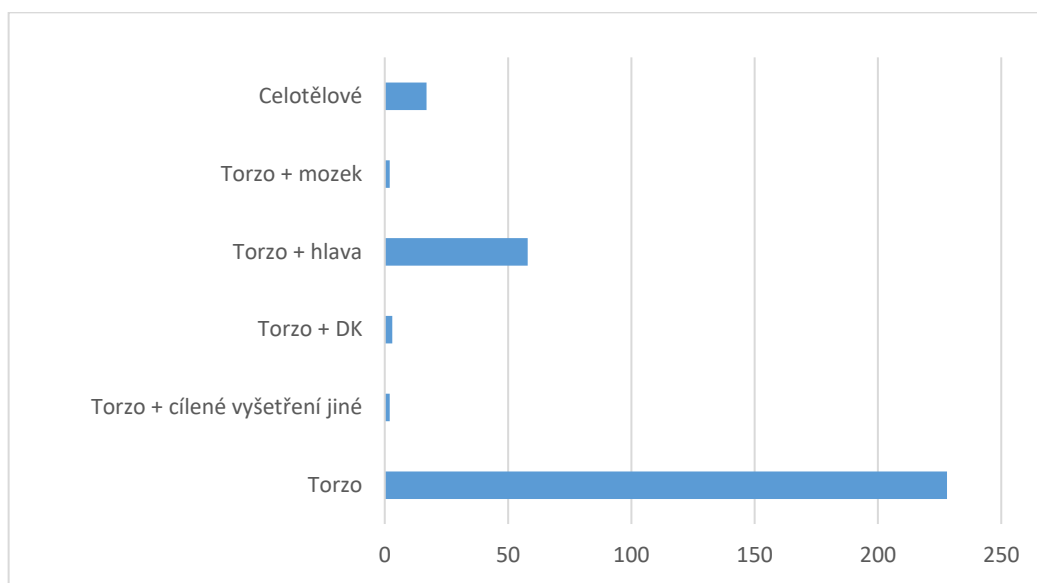


Obrázek 28 – Četnost provedených výkonů – PET/CT Discovery 690

Tabulka 14 - Četnost provedených výkonů – PET/CT Discovery 690

Vyšetření	Počet
Onkologická diagnostika Axuminem	5
Jiné – Fluorodeoxyglukóza	20
Onkologická diagnostika Fluorodeoxyglukózou	292
Diagnostika zánětu Fluorodeoxyglukózou	11
Onkologická diagnostika Fluorocholinem	14

5.8.5 Oblasti vyšetření u onkologických pacientů



Obrázek 29 – Oblasti vyšetření u onkologických pacient

Tabulka 15 - Oblasti vyšetření u onkologických pacient

Oblast vyšetření	Počet
Torzo	228
Torzo + cílené vyšetření jiné	2
Torzo + DK	3
Torzo + hlava	58
Torzo + mozek	2
Celotělové	17

6 DISKUZE

Tato bakalářská práce popisuje význam přístrojů používaných na odděleních nukleární medicíny v diagnostice primárních nádorů a metastáz. V teoretické části je kromě popisu základních pojmů z nukleární medicíny a radiační ochrany popisována přístrojová technika a onemocnění diagnostikována na odděleních nukleární medicíny.

Národní zdravotnický informační systém ve svém Stručném přehledu činnosti oboru nukleární medicína za období 2007–2018, uvádí za rok 2018 nejčastěji prováděné výkony: PET/CT trupu (36 145), SPECT skeletu (27 581), SPECT/CT skeletu (149 36), SPECT/CT ložiskových lézí orgánů jiných než mozku (8 276), SPECT myokardu – zátěžový test (8 211). V roce 2018 vyplnilo výkaz celkem 47 (100 %) zpravodajských jednotek. Kompletní hlášení podala všechna zařízení [30].

Během ledna 2019 bylo v Ústavu nukleární medicíny vyšetřeno 893 pacientů, z toho bylo v sestupném pořadí nejčastěji provedeno PET/CT torza (247), scintigrafie skeletu (117) a zobrazení myokardiální perfuze v zátěži (89).

Z celkového počtu 893 pacientů bylo 46 % mužů a 54 % žen. Nejčteněji byli vyšetřováni pacienti narození mezi roky 1945 až 1950, tuto skupinu tvořilo 205 jedinců (22,9 % celkového počtu). Celkem 342 pacientů bylo vyšetřených na PET/CT, 276 pacientů na SPECT/CT, 160 pacientů na SPECT a 115 pacientů planárními kamerami.

V 93,9 % případů onkologických diagnóz vyšetřovaných pomocí PET/CT bylo použito FDG, ve 4,5 % FCH a v 1,6 % Axumin. ¹⁸F-fluorodeoxyglukóza zůstává nejrozšířenějším, i když relativně nespecifickým, PET indikátorem pro onkologickou diagnostiku. Tento údaj udávají i Punit Sharma and Anirban

Mukherjee ve své práci *Newer positron emission tomography radiopharmaceuticals for radiotherapy planning: an overview*. V budoucnu se dá očekávat dostupnost nových radiofarmak pro zobrazování pomocí PET, která by mohla mít ještě lepší diagnostickou přesnost [31].

PET/CT trupu s FDG je indikováno k onkologickému stagingu maligních onemocnění, zjištění možné recidivy nádoru, posouzení efektu terapie, posouzení míry malignity zjištěné ložiskové léze, k detekci primárního nádoru při známé metastáze nebo při významné suspekci na neoplázii neznámé lokalizace. Vhodnými typy nádorů jsou bronchogenní karcinom, kolorektální karcinom, lymfom, melanom, karcinom prsu, karcinom ovaria, karcinom v oblasti hlavy nebo krku a další nádory, především s rychlým růstem [32].

PET/CT trupu s fluorocholinem (FCH) je indikováno pacientům s biopsicky verifikovaným karcinomem prostaty, v rámci primárního stagingu u pacientů s vysokým rizikem diseminace, pokud tato diseminace není potvrzena ostatními diagnostickými metodami nebo v rámci monitorování léčby a při došetřování biochemických známek relapsu. Dále u pacientů s hepatocelulárním karcinomem v rámci primárního stagingu i v monitorování efektu terapie, zvláště při primárním stagingu nebo při podezření na dediferenciaci nádoru ve spojení s FDG PET/CT vyšetření. Eventuálně po konzultaci s lékařem nukleární medicíny ve vybraných dalších onkologických indikacích [32].

Přípravek Axumin je indikován pro zobrazování pozitronovou emisní tomografií za účelem detekce recidivy karcinomu prostaty u dospělých mužů na základě zvýšených hladin prostatického specifického antigenu (PSA) v krvi po primární kurativní léčbě [33].

Scintigrafie skeletu celotělová, cílená nebo třífázová je indikována v případě primárních tumorů skeletu nebo k vyloučení metastazování do skeletu. Také při

jakékoliv bolesti skeletu, páteře nebo velkých i malých kloubů a k posouzení úrazových i neúrazových kompresí obratlů nebo při úrazech drobných kostí rukou a nohou. Dále při suspekci na Sudeckovu algodystrofii, k vyloučení infekčního nebo neinfekčního uvolňování endoprotéz. Též při podezření na osteomyelitidu, Morbus Paget, fibrózní kostní dysplázie, aseptické nekrózy hlavic kyčelních kloubů, artritidy aj. [34].

Vyšetření PET/CT a scintigrafie skeletu mají nejvyšší přínos pro nemocné s onkologickou diagnózou. Zpracováním praktické části jsem měl možnost se přesvědčit, že právě tato vyšetření jsou prováděna nejčastěji.

PET/CT bylo do klinické praxe zavedeno na počátku roku 2000. Možnost zobrazování metabolismu glukózy je klíčovou modalitou v onkologii, neurologii a kardiologii. Díky svým velkým klinickým úspěchům se PET/CT stal lákavým diagnostickým nástrojem [35]. I když má PET/CT velký diagnostický přínos, v České republice funguje pouze 11 pracovišť jím vybaveným. Důvodem může být vysoká cena, nároky na dobré provedení a kvalitní přípravu pacienta před vyšetřením [36].

7 ZÁVĚR

V teoretické části práce jsem shrnul poznatky o přístrojové technice využívané na odděleních nukleární medicíny a její využití v diagnostice nádorů a metastáz tak, aby obsah mé práce odpovídal rozsahu a požadavkům bakalářské práce. V praktické části bakalářské práci jsem zjistil počty vyšetřovaných pacientů na jednotlivých přístrojích v Ústavu nukleární medicíny Všeobecné fakultní nemocnice v Praze. Z důvodů epidemie COVID-19 jsem použil pouze omezený počet dat. Namísto celého roku 2019 jsem použil výběr pacientů vyšetřovaných v lednu 2019. Provedl jsem rozdělení podle pohlaví, věku a provedených vyšetření.

V lednu 2019 bylo v Ústavu nukleární medicíny vyšetřeno 893 pacientů, z tohoto počtu bylo vyšetřeno jen o malé procento více žen (54 %) než mužů (46 %). Nejčastěji vyšetřováni pacienti byli narození v letech 1945–1950, tvoří tak 22,9 % celkového počtu vyšetřených pacientů.

Nejčastěji prováděným výkonem byla PET/CT onkologická diagnostika pomocí Fluorodeoxyglukózy (32,7 %), dále scintigrafie skeletu (13,1 %), zobrazení myokardiální perfuze v zátěži (10 %), plicní ventilace a perfuze (5,4 %), scintigrafie příštítných tělísek (4 %) a lymfoscintigrafie (4 %). Z čehož jasně plyne, že onkologická diagnostika je nejčastěji prováděné vyšetření na tomto oddělení, tedy role nukleární medicíny v diagnostice nádorů a metastáz má svůj nezpochybnitelný přínos.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ADC	Analog-to-Digital Converter (analogově-digitální převodník)
CT	Computed Tomography (výpočetní tomografie)
HE	High Energy
keV	Kiloelektronvolt
LE	Low Energy
LEAP	Low Energy All Purpose
LEHR	Low Energy High Resolution
LEUHR	Low Energy Ultra High Resolution
ME	Medium Energy
MeV	Megaelektronvolt
MRI	Magnetic Resonance Imaging (magnetická rezonance)
OSEM	Ordered Subsets Expectation Maximization
PET	Positron Emission Tomography (pozitronová emisní tomografie)
PSA	Prostate Specific Antigen (prostatický specifický antigen)
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography (jednofotonová emisní tomografie)

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. **KORANDA, Pavel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL.** *Nukleární medicína: průřez vyšetřovacími metodami v oboru nukleární medicína.* Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-802-4440-316.

2. **KUBINYI, Jozef, Jozef SABOL a Andrej VONDRÁK.** *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně.* Praha : Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0168-9.

3. **ŠTĚPÁN, Jiří.** [Online] Přírodovědecká fakulta MUNI, 2013. [Citace: 4. Březen 2020.] https://www.sci.muni.cz/~jirs/radiochem_anal_methods/Ph.Eur.-Ph.Int._EANM_comparison_of_radiopharmaceuticals_quality_control.pdf.

4. **PODZIMEK, František.** *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření.* Praha : České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5.

5. **ROSINA, Jozef.** *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory.* Praha : Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.

6. **NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA.** *Medicínská biofyzika. 2., zcela přepracované a doplněné vydání.* Praha : Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.

7. **ŠABATA, Ladislav.** *Nukleární medicína - technické základy: přístrojová a výpočetní technika v nukleární medicíně, základy radiofarmak a specifika radiační ochrany v nukleární medicíně.* České Budějovice : Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2019. ISBN 978-80-7394-734-7.

8. **CHERRY, Simon R., James A. SORENSON a Michael E. PHELPS.** *Physics in nuclear medicine.* Philadelphia : Elsevier/Saunders, 2012. ISBN 1416051988.

9. *Medical Imaging*. [Online] http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-download_file.php?fileId=3134&display&x=400&y=330.
10. KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Nukleární medicína*. Praha : ISBN 978-80-87343-54-8, 2015.
11. JAROSLAV, Reichl. Scintilační detektory. *Encyklopedie fyziky*. [Online] [Citace: 6. 3 2020.] <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/854-scintilacni-detektory>.
12. ULLMANN, Vojtěch. Radioisotopová scintigrafie. *AstroNuklFyzika*. [Online] [Citace: 5. 3 2020.] <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm>.
13. VLADIMÍR, Krejčí. Scintilační detektory. [Online] ihočeská universita v Českých Budějovicích, Pedagogická fakulta, 2002. [Citace: 8. 3 2020.] <http://www.pf.jcu.cz/stru/katedry/fyzika/prof/Svadlenkova/Scintilacni%20detektory.pdf>.
14. POWSNER, Rachel .A., POWSNER, Edward.R. *Essential Nuclear Medicine Physics*. místo neznámé : Blackwell Publishing, 2008. ISBN: 978-0-470-75286-9.
15. METTLER, Fred A. a Milton J. GUIBERTEAU. *Essentials of nuclear medicine imaging*. Philadelphia : Elsevier Saunders, 2012. ISBN 978-1-4557-0104-9.
16. Dorbala, S., Ananthasubramaniam, K., Armstrong, I.S. et al. *Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Myocardial Perfusion Imaging Guidelines: Instrumentation, Acquisition, Processing, and*

Interpretation. *Springer Link*. [Online] 2018. <https://doi.org/10.1007/s12350-018-1283-y>. 1784–1846.

17. POWSNER, Rachel A., Mathev R. PALMER, Edward R. POWSNER. *Essentials of nuclear medicine physics and instrumentation*. Chichester, West Sussex : Wiley - Blackwell, 2013. ISBN 0470905506.

18. ZAKAVI, Seyed Rasoul et al. Image Reconstruction Using Filtered Backprojection and Iterative Method: Effect on Motion Artifacts in Myocardial Perfusion SPECT. *Journal of nuclear medicine technology* . [Online] Society of Nuclear Medicine, Inc., 12 2006. <http://tech.snmjournals.org/content/34/4/220.full>.

19. VEIT-HAIBACH, Patrick a Thomas BEYER (eds.). *State-of-the-art SPECT/CT: technology, methodology and applications*. Heidelberg : Springer, 2014.

20. Kieran Maher and other Wikibooks contributors. *BASIC PHYSICS OF NUCLEAR MEDICINE*. [Dokument] místo neznámé : Wikibooks contributors, 2004–2006.

21. KJAER, Andreas. Hybrid imaging with PET/CT and PET/MR. Cancer Imaging. *The National Center for Biotechnology Information*. [Online] Cancer Imaging, 2014. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4242639/>. doi: 10.1186/1470-7330-14-S1-O32..

22. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha : Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

23. Státní ústav radiační ochrany, v.v.i. Biologické účinky ionizujícího záření. *Radiační ochrana*. [Online] Státní ústav radiační ochrany. [Citace: 15. 4 2020.] <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/biologicke-ucinky-ionizujiciho-zareni>.

24. Stručný přehled biologických účinků záření. *Radiační ochrana*. [Online] Státní úřad pro jadernou bezpečnost. [Citace: 15. 4 2020.] <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/strucny-prehled-biologickych-ucinku-zareni/>.

25. ČR. Zákon č. 263/2016 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon). 2016.

26. Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření. *Radioační ochrana*. [Online] Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2007. https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/28-dozimetrie_zevni_2007.pdf.

27. Personal Dosimeter. *Radiation Dosimetry*. [Online] <https://www.personal-dosimeter.com/>.

28. Radiologický asistent. *Zdravotnictví a farmacie*. [Online] Národní soustava povolání. <https://nsp.cz/jednotka-prace/radiologicky-asistent-dc83>.

29. Autor.

30. Stručný přehled činnosti oboru nukleární medicína za období 2007–2018. *NÁRODNÍ ZDRAVOTNICKÝ INFORMAČNÍ SYSTÉM – AMBULANTNÍ PÉČE*. [Online] Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR.

<https://www.uzis.cz/res/f/008296/nzis-rep-2019-k23-a053-nuklearni-medicina-2018.pdf>.

31. Punit Sharma corresponding, Anirban Mukherjee. Sharma P, Mukherjee A. Newer positron emission tomography radiopharmaceuticals for radiotherapy planning: an overview. *The National Center for Biotechnology Information*. [Online] *Ann Transl Med*, 2016. doi: 10.3978/j.issn.2305-5839.2016.01.26.

32. Kolektiv, Oddělení nukleární medicíny a pozitronové emisní tomografie Masarykova onkologického ústavu v Brně. Objednání PET. [Online] ONM a PET MOÚ, 21. Říjen 2016. file:///C:/Users/user/Downloads/manual-pet-ld-hd-ct%20(1).pdf.

33. Souhrn údajů o přípravku. *EUROPEAN MEDICINES AGENCY*. [Online] <https://www.ema.europa.eu/en/documents/product-information/axumin-epar-product-informat>.

34. Trutnov, Oblastní nemocnice. PŘEHLED VYŠETŘENÍ NUKLEÁRNÍ MEDICÍNY. [Online] *Nemocnice Trutnov*, 2018. <http://www.nemtru.cz/oddeleni-ambulance/nuklearni-medicina/ambulance-nuklearni-mediciny/informace-o-vysetreni-v-ambulan-4>.

35. O oboru. *Česká společnost nukleární medicíny*. [Online] *České lékařské společnosti J. E. Purkyně*. <https://www.csnm.cz/article/show/aboutDomain/pet-ct-need>.

36. Odkazy. *Česká společnost nukleární medicíny*. [Online] *České lékařské společnosti J. E. Purkyně*. <https://www.csnm.cz/article/show/links/czech-workplaces>.

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1 – Schéma gammakamery (9)</i>	<i>17</i>
<i>Obrázek 2- schéma scintilačního detektoru (12).....</i>	<i>20</i>
<i>Obrázek 3 - Počet vyšetřených pacientů za rok 2019.....</i>	<i>39</i>
<i>Obrázek 4 - Počet vyšetřených pacientů za leden 2019</i>	<i>39</i>
<i>Obrázek 5 - Planární kamera Mediso MB 9200 ÚNM I – vlastní zdroj.....</i>	<i>42</i>
<i>Obrázek 6 – Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – Mediso MB 9200 ÚNM I.....</i>	<i>43</i>
<i>Obrázek 7 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku narození – Mediso MB 9200 ÚNM I</i>	<i>43</i>
<i>Obrázek 8 - Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM I</i>	<i>44</i>
<i>Obrázek 9 - Planární kamera Mediso MB 9200 ÚNM I – vlastní zdroj.....</i>	<i>45</i>
<i>Obrázek 10 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – Mediso MB 9200 ÚNM II.....</i>	<i>46</i>
<i>Obrázek 11 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – Mediso MB 9200 ÚNM II.....</i>	Error! Bookmark not defined.
<i>Obrázek 12- Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM II</i>	<i>47</i>
<i>Obrázek 13 - SPECT kamera Infinia.....</i>	<i>48</i>
<i>Obrázek 14 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – Infinia .</i>	<i>49</i>
<i>Obrázek 15 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – Infinia.....</i>	<i>50</i>
<i>Obrázek 16 - Četnost provedených výkonů – Infinia</i>	<i>50</i>
<i>Obrázek 17 - SPECT/CT kamera HawkEye I.....</i>	<i>52</i>
<i>Obrázek 18 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – HawkEye I.....</i>	<i>53</i>
<i>Obrázek 19 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – HawkEye I</i>	<i>53</i>
<i>Obrázek 20 - Četnost provedených výkonů – HawkEye I</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 21 - SPECT/CT kamera HawkEye II</i>	<i>55</i>

Obrázek 22 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – HawkEye II.....	56
Obrázek 23 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – HawkEye II	57
Obrázek 24 - Četnost provedených výkonů – HawkEye II	57
Obrázek 25 - Hybridní systém PET/CT Discovery 690	59
Obrázek 26 - Procentuální rozložení vyšetřených pacientů podle pohlaví – PET/CT Discovery 690	60
Obrázek 27 - Četnost vyšetřovaných pacientů v závislosti na ročníku – PET/CT Discovery 690	60
Obrázek 28 – Četnost provedených výkonů – PET/CT Discovery 690.....	61
Obrázek 29 – Oblasti vyšetření u onkologických pacient	62

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

<i>Tabulka 1 – Počet vyšetřovaných pacientů na jednotlivých přístrojích na ÚNM VFN.</i>	<i>38</i>
<i>Tabulka 2 - Četnost provedených vyšetření v ÚNM VFN za leden 2019</i>	<i>40</i>
<i>Tabulka 3 - Počet vyšetřovaných pacientů – Mediso MB 9200 ÚNM I</i>	<i>42</i>
<i>Tabulka 4 - Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM I</i>	<i>44</i>
<i>Tabulka 5 - Počet vyšetřovaných pacientů – Mediso MB 9200 ÚNM II.....</i>	<i>46</i>
<i>Tabulka 6 - Tabulka 3 - Četnost provedených výkonů – Mediso MB 9200 ÚNM II.....</i>	<i>48</i>
<i>Tabulka 7 - Počet vyšetřovaných pacientů – Infinia</i>	<i>49</i>
<i>Tabulka 8 - Četnost provedených výkonů – Infinia</i>	<i>51</i>
<i>Tabulka 9 - Počet vyšetřovaných pacientů – HawkEye I.....</i>	<i>52</i>
<i>Tabulka 10 - Četnost provedených výkonů – HawkEye I</i>	<i>54</i>
<i>Tabulka 11 - Počet vyšetřovaných pacientů – HawkEye II</i>	<i>56</i>
<i>Tabulka 12 - Četnost provedených výkonů – HawkEye II</i>	<i>58</i>
<i>Tabulka 13 - Počet vyšetřovaných pacientů – PET/CT Discovery 690</i>	<i>59</i>
<i>Tabulka 14 - Četnost provedených výkonů – PET/CT Discovery 690</i>	<i>61</i>
<i>Tabulka 15 - Oblasti vyšetření u onkologických pacient.....</i>	<i>62</i>