



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Porovnání radiální zátěže u tomografických vyšetřovacích metod

Comparison of radiation burden at tomographic investigation methods

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Kristýna Wolfová

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. František Podzimek, CSc

Zadání bakalářské práce

Student: **Kristýna Wolfová**
Obor: Radiologický asistent
Téma: **Porovnání radiační zátěže u tomografických vyšetřovacích metod**
Téma anglicky: Comparison of Radiation Burden During Tomographic Investigation Methods

Zásady pro vypracování:

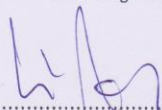
Předmětem bakalářské práce bude srovnání radiační zátěže u tomografických vyšetřovacích metod. Tyto metody student rozdělí na metody, při kterých se využívá ionizujícího záření (výpočetní tomografie, jednofotonová emisní tomografie, pozitronová emisní tomografie a klasický tomograf) a na metody, které ionizující záření nevyužívají (magnetická rezonance, ultrazvuková tomografie). V teoretické části se student bude zabývat pouze metodami, které využívají ionizující záření a v této části student popíše historický vývoj jednotlivých tomografických vyšetřovacích metod a jejich princip. V praktické části student zjistí nejpodobnějších vyšetření na přístrojích CT, SPECT a PET a porovná jejich radiační zátěž. Výsledky bude student prezentovat pomocí SWOT analýzy pro každou metodu.

Seznam odborné literatury:

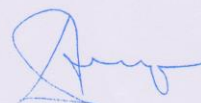
- [1] SEIDL, Zdeněk, Radiologie pro studium i praxi, ed. 1., Praha: Grada, 2012, 44 - 49 s., ISBN 978-80-247-4108-6
- [2] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA, Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření, ed. 1., Praha: Galén, 14 - 38, 56 - 64, 76- 78 s., ISBN 978-80-7262-608-3
- [3] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN, Základy zobrazovacích metod, Praha: Galén, 2015, 18- 19 s., ISBN 978-80-7492-164-3
- [4] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN, Lékařská biofyzika a přístrojová technika, ed. 1., Brno: Neptun, 2001, 292 - 297 s., ISBN 80-902896-1-4

Zadání platné do: 11.09.2018

Vedoucí: doc. Ing. František Podzimek, CSc.



vedoucí katedry / pracoviště



děkan

V Kladně dne 23.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Porovnání radiační zátěže u tomografických vyšetřovacích metod vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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 Kladně 18. 8. 2017

.....

Kristýna Wolfová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala především panu docentu Ing. Františku Podzimkovi za vedení mé bakalářské práce, za trpělivost, cenné rady i připomínky k mé bakalářské práci. Také bych chtěla poděkovat všem pracovníkům ve Fakultní Nemocnici v Motole i v Ústřední vojenské nemocnici za pomoc při získávání dat.

ABSTRAKT

Porovnání radiační zátěže u tomografických vyšetřovacích metod:

Tato bakalářská práce se zabývá porovnáním radiační zátěže u tomografických vyšetřovacích metod.

V teoretické části práce jsou popsány tomografické vyšetřovací metody, především jejich historie a princip. Nejpodrobněji je popsána historie a generace výpočetních tomografií a jak se postupem času přístroje modernizovaly. Také jsou v teoretické části práce popsány tomografické metody jako jednofotonová emisní tomografie a pozitronová emisní tomografie.

V praktické části jsou zpracována data z Ústavu zdravotnických informací a statistiky České Republiky. Je v ní podrobně popsáno přístrojové vybavení, počet sledovaných přístrojů a počet výkonů na deset milionů obyvatel a další informace. Dále jsou v praktické části uvedena data z Fakultní Nemocnice v Motole a Ústřední vojenské nemocnice. Jedná se o počet vyšetření a jednotlivé dávky ze stejného vyšetření. Tato data jsou mezi sebou porovnávána.

Klíčová slova

Vývoj, tomografie, radiační zátěž

ABSTRACT

Comparison of radiation burden at tomographic investigation methods:

This Bachelor thesis deals with the comparison of radiation burden at tomographic investigation methods.

The investigation methods, especially their history and the principle are described in the theoretical part of the thesis. The most detailed chapters are the history, generations and modernization of computed tomography. Tomographic methods as a single photon emission tomography and positron emission tomography are described in the theoretical part as well.

In the practical part the data from Institute of medical information and statistics in Czech Republic are processed. The equipment, number of monitored devices and number of examination per ten million people in the population are described in detail. This part of thesis includes data about number of examination and dose from the same examination from Fakultní Nemocnice v Motole and Ústřední vojenská nemocnice. These data are compared with each other.

Keywords

Evolution, tomography, radiation burden

Obsah

1	Úvod	8
1.1	Cíle práce.....	9
2	Teoretická část	10
2.1	Zobrazovací metody využívající ionizujícího záření	10
2.1.1	Rentgenová tomografie	10
2.1.2	Klasická tomografie.....	13
2.1.3	Historický vývoj výpočetní tomografie.....	14
2.1.4	Generace výpočetních tomografií.....	17
2.1.5	Princip výpočetní tomografie	22
2.1.6	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie.....	24
2.1.7	Pozitronová emisní tomografie.....	26
2.2	Zobrazovací metody využívající neionizující záření	28
2.2.1	Magnetická rezonance	28
2.2.2	Ultrazvuk	29
3	Praktická část.....	31
3.1	Přístrojové vybavení v letech 2006-2015.....	31
3.2	Porovnání radiační zátěže.....	44
3.2.1	Radiační zátěž z jednotlivých vyšetření	47
3.2.2	SWOT analýza.....	55
4	Výsledky.....	58
5	Diskuse	62
6	Závěr	64
	Seznam použité literatury	65
	Seznam tabulek	66
	Seznam obrázků	68

1 Úvod

Tomografické vyšetřovací metody v dnešní době představují valnou většinu vyšetření, ať už se jedná o vyšetření na CT, SPECT či PET přístroji. S tímto vyšetřením je však i spojená radiační zátěž, která nahání strach nejednomu pacientovi. V mé práci se ovšem nebudu zabývat individuálními dávkami u konkrétních vyšetření, ale celkovou radiační zátěží způsobenou především nárůstem počtu vyšetření. V dnešní době dochází občas také k opakování vyšetření, a ne vždy dostatečně odůvodněné indikaci k vyšetření. Toto téma ale není mým obsahem práce.

V teoretické části popíši vznik rentgenového záření, konstrukci rentgenového přístroje a vznik obrazu. V další části popíši klasickou tomografii a poté detailně popíši historický vývoj tomografických metod. V této části charakterizují jednotlivé generace výpočetních tomografií a jejich výhody či nevýhody. V další kapitole poté vysvětlím princip výpočetní tomografie, pojmy multi-slice CT, dual source CT apod. Také popíši detektory používané pro výpočetní tomografii. V další kapitole charakterizují princip SPECT a PET přístroje, jaké jsou používány detektory a možné fúze s další modalitou. V poslední kapitole pro úplnost uvádím i princip magnetické rezonance a ultrazvuku.

V praktické části popíši vývoj přístrojového vybavení v České Republice. V další podkapitole praktické části popíši četnost výkonů na jednotlivých přístrojích a jak se počet vyšetření postupně mění. Také uvedu počet výkonů na jeden přístroj a počet přístrojů na deset milionů obyvatel. V poslední části porovnáím jednotlivý počet vyšetření mezi Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenské nemocnici.

V závěru praktické části se zaměřím na porovnání počtu vyšetření od roku 2006 až do roku 2015 v celé České Republice. Poté se zaměřím na porovnání počtu vyšetření, které jsem získala ve Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenské nemocnici. V poslední části uvedu SWOT analýzu pro CT, SPECT a PET přístroje.

Za dobu mé praxe během studia radiologického asistenta jsem se setkala s opakováním vyšetření, ale i se strachem pacienta z vyšetření, který byl vystrašen buď ze samotného vyšetření, nebo z aplikace kontrastní látky či radiofarmaka. Také mne zajímalo, kolik vyšetření proběhne během jednoho roku a jak se mění přístrojové vybavení s modernizací veškerých technologií.

1.1 Cíle práce

Cílem této práce je porovnání radiační zátěže na tomografických vyšetřovacích metodách vzhledem k počtu vyšetření. V této práci jsem rozdělila tomografické metody na metody využívající ionizující a neionizující záření. Detailněji jsou popsány metody využívající ionizujícího záření, jejich historie a u výpočetní tomografie jednotlivé generace.

V praktické části budu porovnávat počet přístrojů a počet vyšetření dle jednotlivých let. Tyto informace čerpám z Ústavu zdravotnických informací a statistiky v České Republice pro roky 2006 až 2015. Další částí je porovnání počtu vyšetření ve Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenské nemocnici. Výsledky interpretuji do SWOT analýzy.

2 Teoretická část

2.1 Zobrazovací metody využívající ionizujícího záření

2.1.1 Rentgenová tomografie

Historie rentgenového záření

V roce 1895 objevil Wilhelm Conrad Röntgen záření, které označil jako záření X. V jeho experimentu, kdy připojil vysoké elektrické napětí na anodu a katodu umístěnou v trubici s vakuem došlo k světélkování stínítka, které bylo poblíž trubice. Všiml si také, že fotografické desky, které byly poblíž, se zdály být ozářené světlem, i přesto, že byly v nepropustném obalu. Toto zčernání desek a reakci fluorescenčního stínítka vysvětlil neviditelnými paprsky, které vycházely z trubice. Označil je jako paprsky X. V roce 1895 zhotovil i první snímek ruky jeho manželky. Získal první Nobelovu cenu za fyziku za objev rentgenového záření. Díky tomu, že si nenechal svůj objev patentovat, došlo k velkému rozšíření a využití X – paprsků po celém světě (Seidl & Burgetová, 2012, stránky 17-18) (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 293).

Vznik rentgenového záření

„Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o velmi krátké vlnové délce 10^{-8} až 10^{-12} metru“ (Nekula & Heřman, 2005, str. 9).

Rentgenové záření vzniká v rentgence, v tzv. Coolidgově trubici. Tato trubice je skleněná a je v ní umístěná anoda a katoda. K těmto elektrodám je připojeno vysoké stejnosměrné elektrické napětí, v rozsahu desítek tisíc voltů. Kvůli přítomnosti žhavicího napětí má vlákno na katodě vysokou teplotu a dochází k termoemisi elektronů z povrchu katody. Tyto elektrony jsou následně přitahovány k anodě. Anoda je vyhotovena z wolframu, které je vhodné pro brzdění urychlených elektronů, přičemž elektrony ztrácejí svou kinetickou energii, která se mění v energii fotonového záření. Vzniká tedy 1 % rentgenového záření a 99 % energie se mění v teplo. Z toho důvodu musí být anoda ochlazována, například rotací. Toto záření se nazývá brzdné záření. Další záření se nazývá charakteristické a vzniká tehdy, když dopadají elektron vyrazí elektron z vnitřní vrstvy atomu K nebo L. Tímto procesem dojde k uvolnění místa v elektronovém obalu a musí být obsazeno dalším elektronem z vnějších vrstev. Protože mezi vnitřními hladinami elektronů je vysoký energetický rozdíl, uvolní se při přeskokách velké množství energie. A tato energie je vyzářena právě ve formě charakteristického záření. Brzdné záření reprezentuje spojitou část spektra, zatímco charakteristické záření je čárové (Hrazdira & Mornstein, 2001, stránky 286-287).

Konstrukce rentgenového přístroje

Každý rentgenový diagnostický přístroj se skládá z několika oddílů. Tyto oddíly můžeme rozdělit na oddíly mechanické a elektrické (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 287).

Mezi mechanickou součástí přístroje patří stojan, který podpírá rentgenku. Ta je opouzdřena ochranným obalem. Vyšetřovací stůl je zpravidla připojen ke stojanu. Ve vyšetřovacím stole je dále zabudována sekundární clona, do které se u některých přístrojů vkládá kazeta s filmem. Součástí stolu je také zesilovač obrazu (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 287).

Do elektrického oddílu řadíme zdroj vysokého napětí, který napájí rentgenku. Skládá se z transformátoru, usměrňovače a obvodů pro vylepšení průběhu stejnosměrného proudu. Transformátor, který převede nízké napětí v síti na vysoké napětí, které je nutné pro napájení rentgenky. Ovšem napětí nemůže být převáděno na rentgenku, jelikož je střídavé a mohly bychom pro produkci rentgenového záření využít jen každou druhou půlperiodu střídavého proudu. Z toho důvodu je používán usměrňovač, který usměrňuje střídavý proud na stejnosměrný. Usměrňovač poskytuje pulsující proud, který je produkován sinusovými půlvlnami. Tyto půlvlny mají proměnlivé napětí, a to by vedlo k produkci nízkoenergetických fotonů. Proto je tento pulsující proud vyhlazen a dojde k jeho odstranění. Pokud měníme velikost procházejícího proudu, mění se i intenzita svazku rentgenového záření. Když chceme změnit energii fotonů a tím i pronikavost záření, musíme obměnit napětí mezi katodou a anodou. Další součástí je ovládací pult rentgenového přístroje, kterým můžeme regulovat napětí a proud na rentgence. Dále slouží k polohování přístroje a pacienta (Hrazdira & Mornstein, 2001, stránky 287-288).

Vznik obrazu

Rentgenové záření, které vzniká v rentgence, prochází skrz pacienta a část záření se absorbuje dle tloušťky a hustoty tkáně, zbylá část projde tkání a je zobrazována na luminiscenčním stínítku, fotograficky nebo pomocí elektronických detektorů. Rentgenový obraz vzniká projekcí rentgenového záření z ohniska anody přes tkáňové struktury s různými absorpčními koeficienty a odlišnými tloušťkami na film nebo detektor. *„Rozdílným absorpcím rentgenového záření ve tkáních jsou na obrazu přiřazovány různé intenzity ve stupnici šedi, které je realizováno buď analogovým způsobem nebo digitálně.“* (Seidl & Burgetová, 2012, str. 25) Vzniká tedy obraz, který odráží uspořádání tkání a orgánů, velikost a jejich tvar, případně patologické procesy. Měkké tkáně, jež mají menší absorpci rentgenového záření a menší hustotu, což je zapříčiněno propuštěním většího množství záření. Oproti tomu kost, která obsahuje vápník, je hutnější a absorbuje více rentgenového záření (Seidl & Burgetová, 2012, str. 25).

Interakcí atomů tkáně s rentgenovým zářením dochází ke dvěma dominantním procesům, tedy fotoefektu a Comptonovu rozptylu. Tvorba elektron-pozitronového páru není pro tento proces pravděpodobná, neboť energie RTG záření je příliš nízká. V závislosti na těchto procesech se oba tyto procesy podílejí na rozdílné absorpci rentgenového záření v jednotlivých tkáních. Záleží na tloušťce, protonovém čísle atomů a hustotě látky (Seidl & Burgetová, 2012, str. 25).

Kvalitu obrazu ovlivňuje několik faktorů. Jedním z nich je ostrost obrazu, pro který je důležité malý rozměr dopadového ohniska, ze kterého je emitováno rentgenové záření. Pro rentgenovou diagnostiku má ohnisko velikost 0,3-0,7 milimetrů. Ke zhoršení ostrosti obrazu dochází nejčastěji kvůli pohybu pacienta během expozice. Toto riziko můžeme zmenšit tím, že snížíme expoziční dobu a zvýšíme intenzity rentgenového záření. Rozlišovací schopnost je formulována, jako nejmenší vzdálenost dvou objektů, kdy se ještě zobrazí jako dvě struktury. Pokud ale zmenšíme vzdálenost, splynou v jednu strukturu. Pro měření rozlišovací schopnosti je možné použít čárový fantom (Seidl & Burgetová, 2012, str. 26).

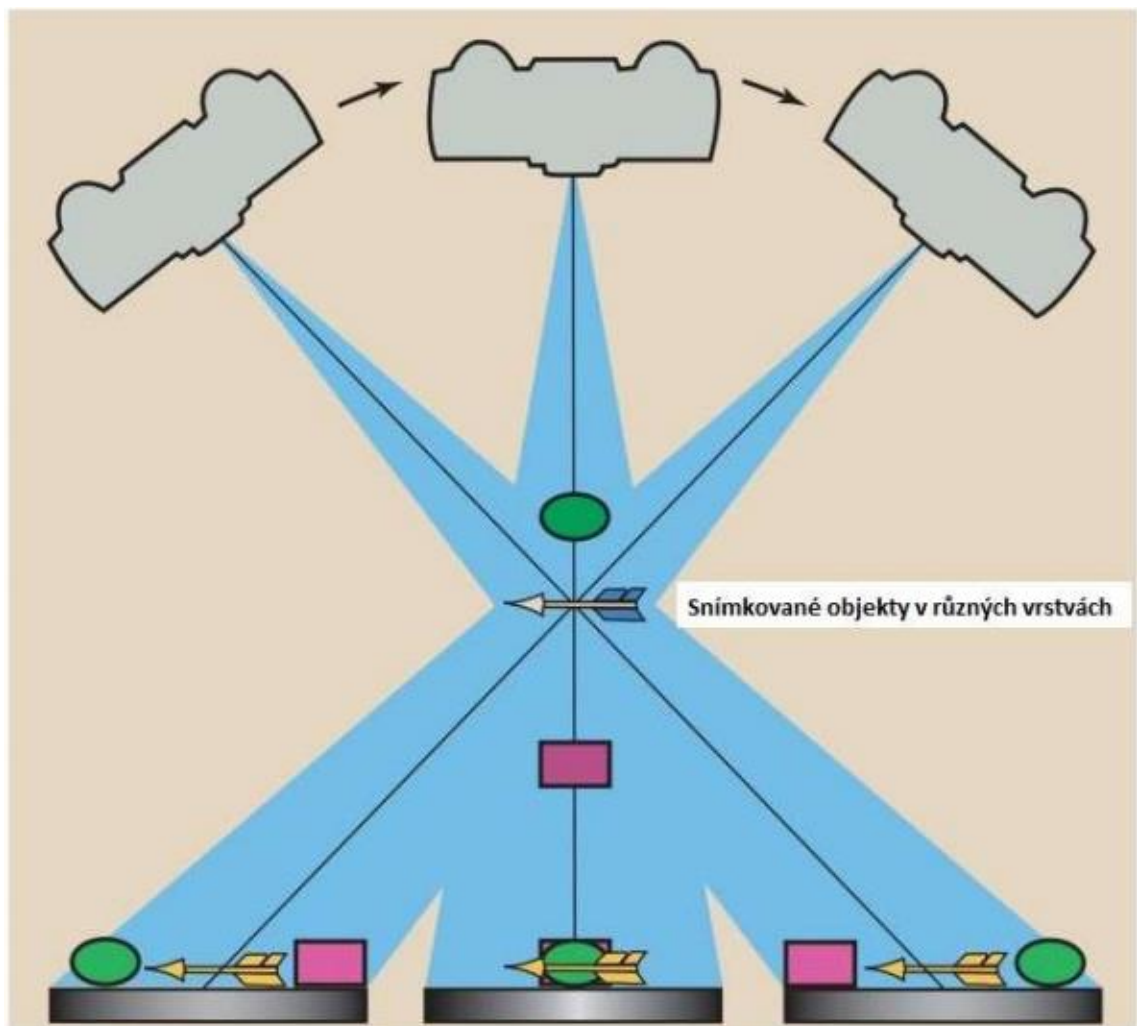
Zobrazení nejednotnosti v absorpci rentgenového záření prostřednictvím stupnice šedi je určen dvěma faktory. Závisí na energii rentgenového záření, kdy pro měkké struktury je výhodnější měkké rentgenové záření, zatímco struktury uložené hlouběji je nutné tvrdší rentgenové záření. Dále je kontrast určen poměrem absorpčních koeficientů pro rozdílné tkáně, záleží tedy na jejich denzitě. Pokud je tento rozdíl minimální, můžeme zvýšit denzitu pomocí kontrastní látky (Seidl & Burgetová, 2012, str. 26).

Pro dosažení dobře exponovaného obrazu je nutný optimální počet fotonů rentgenového záření. Snímek může být podexponovaný nebo přexponovaný. U digitálních detektorů jsme schopni jas následně upravit (Seidl & Burgetová, 2012, str. 27).

Posledním faktorem, který může ovlivnit kvalitu snímku může být artefakt, tedy objekt, který se ve struktuře nevyskytuje. Mohou to být například nečistoty na fotografickém filmu nebo zesilovacích fóliích, kovové předměty ve svazku záření apod. (Seidl & Burgetová, 2012, str. 27).

2.1.2 Klasická tomografie

Jinak nazvaná vrstevná tomografie sloužila k dříve častým radiografickým technikám. Bylo možné získat umístění patologických ložisek, jejich tvar a také získat snímky tenkých vrstev. V případě lineární tomografie je základním principem pohyb rentgenky a kazety s filmem v průběhu expozice. Rentgenka i film se pohybují v protisměru, avšak v rovnoběžných rovinách. Tím dojde k projekci struktur, které leží v jedné rovině na stejná místa filmu. Struktury, které leží mimo zvolenou vrstvu se zobrazí rozmazaně a struktury ve zvolené vrstvě naopak jako ostře zobrazené (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 292).



Obrázek 1: Princip klasické tomografie; (Bushong, 2013)

2.1.3 Historický vývoj výpočetní tomografie

V roce 1940 byl udělen patent Gabrielovi Frankovi, který popsal základní myšlenku dnešní moderní výpočetní tomografie. Patent obsahoval kresby vybavení ke tvorbě sinogramu a také techniku zpětné projekce k rekonstrukci obrazu. Zpětnou rekonstrukci můžeme zhruba popsat jako proces, ve kterém je intenzita vzorku rovnoměrně distribuována podél dráhy utvářející vzorek. Ačkoliv byly obrazy generované z navrhovaných přístupů rozmazané, tak patent jasně předpokládá základní požadavky na tomografické zařízení (Hsieh, 2003, str. 5).

O 21 let později, William H. Oldendorf, americký neurolog, provedl sérii experimentů založených na podobných principech, které se později využívaly pro výpočetní tomografii. Cílem jeho práce bylo určit, jestli by vnitřní struktury za denzní strukturou mohly být identifikovány měřením přenosu. Fantom se skládal z 2 koncentrických prstenců z železných hřebíků, které byly vloženy do plastového bloku o velikosti 10 x 10 x 4 centimetrů. Tento fantom představoval lebeční klenbu. Další železný a hliníkový hřebík byly umístěny 1,5 cm od sebe poblíž centra prstence. Fantom byl umístěn na model vláčku, který byl natahován motorem z hodinek velmi malou rychlostí. Relativně rychlejší rotační pohyb byl uskutečněn umístěním celé aparatury na rotační stůl. Tím se zvýšila rychlost rotace na 16 rotací za minutu. Jako zdroj byl použit ^{131}I , ten poskytoval tužkový svazek gama paprsků k ozáření fantomu. Tyto gama paprsky vždy prošly skrz centrum rotace. Signál byl detekován scintilačním krystalem a fotonásobičem. Každým hřebíkem ve fantomu prošly gama paprsky přesně dvakrát za jednu rotaci. Při této rotaci, docházelo k relativně rychlé změně intenzity ve vysílaném paprsku, způsobené hřebíky na periférii, což je označováno jako vysokofrekvenční signál. Naopak hřebíky umístěné poblíž centra, měly za následek nízkofrekvenční signál. Tyto signály od sebe byly odseparovány pomocí filtrování, kdy byl použit elektrický nízko propustný filtr. V tomto experimentu byla pouze jedna linie, která procházela skrz centrum rotace, rekonstruována. Rekonstrukce dalších linií by požadovala posun fantomu ke středu rotace. Proto, že každý sken experimentu požadoval hodinovou přípravu, nebyly tu žádné odpovídající prostředky, jak získaná data skladovat, neuskutečnil se již další pokus provést rekonstrukci dvojrozměrného objektu (Hsieh, 2003, stránky 6-7).

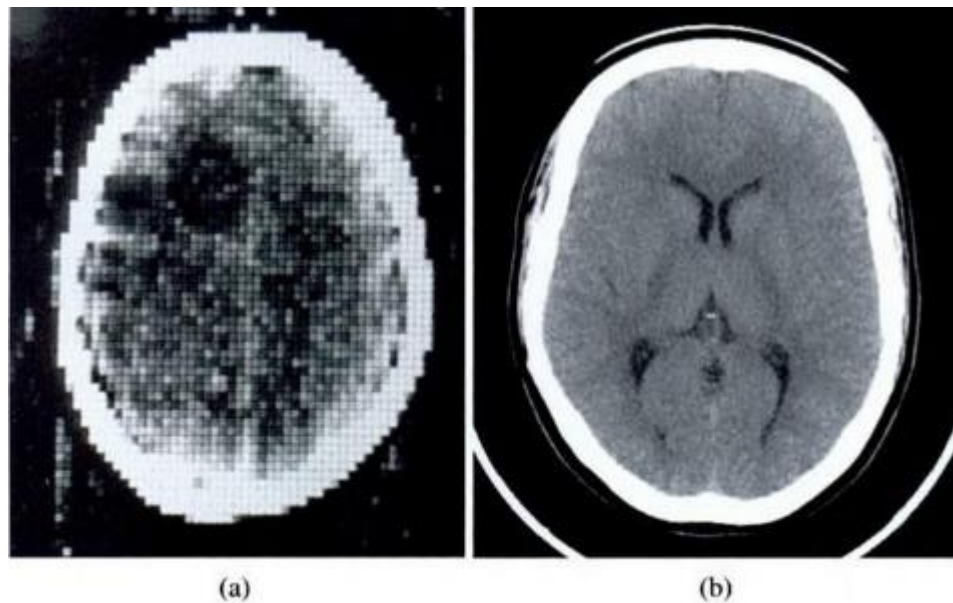
V roce 1963 David E. Kuhl a Roy Q. Edwards představili transversální tomografii s využitím radioizotopů, což bylo rozvinuto v dnešní emisní výpočetní tomografii. Sekvence skenů byly získané jednotnými kroky a pravidelnými úhlovými intervaly s použitím dvou protilehlých detektorů. V každém úhlu byl film vystaven úzké dráze světla, které se pohybovalo skrz katodu a jeho umístění a orientace odpovídá pozici detektoru. Tento proces byl opakován v patnácti úhlových krocích, film je otáčený tak, aby se sečetly obrazy zpětné projekce. V pozdějších experimentech byl film nahrazen počítačovou zpětnou projekcí. Jediné, co v těchto pokusech chybělo, byla přesná technika rekonstrukce obrazů (Hsieh, 2003, str. 7).

Práce Allana M. Cormacka je dohledatelná od roku 1955, kdy byl požádán, aby strávil den a půl týdně v nemocnici Groot Schuur a věnoval se využití izotopů. Důvodem byla rezignace jediného nukleárního fyzika v Cape Townu. Když pozoroval plánování ozařovací léčby, Cormack si uvědomil, jak je důležité vědět o koeficientu útlumu při distribuci rentgenového záření uvnitř těla. Chtěl rekonstruovat koeficient útlumu tkání tak, aby došlo ke zlepšení přesnosti ozařovací léčby. V roce 1956 si matematicky odvodil teorii pro rekonstrukci obrazu. Svou teorii testoval v roce 1957, kdy použil pět centimetrů silný disk, který měl v průměru dvacet centimetrů. Disk se skládal z centrálního válce z čistého hliníku, ten měl v průměru 1,13 centimetrů. Tento válec byl oklopen mezikružím, které bylo ze slitiny hliníku. Celý tento disk byl obklopen ze slitin dubu. Jako zdroj byl použit kolimovaný ^{60}Co a jako detektor byl použit Geiger – Müllerový čítač. Disk byl přenášen skrz gama záření v pěti milimetrových řezech, aby vytvořil lineární sken. Kvůli kruhové symetrii byl disk skenován pouze v jednom úhlu, skeny získané z jiných úhlů by byly identické. Poté byl vypočten koeficient útlumu pro hliník a dřevo s použitím rekonstrukční techniky. V roce 1963 zopakoval svůj experiment na Tuftsově univerzitě s kruhově nesymetrickým fantomem z hliníku a plastu. Fantom se skládal z vnějšího kruhu, který byl z hliníku a představoval lebku. Tento prostor byl vyplněn polymethylmethakrylátem, který představoval měkké tkáně. Dále se fantom skládal ze dvou hliníkových disků v polymethylmethakrylátu a ty představovaly tumory. Znovu byl použit zdroj ^{60}Co . Dále bylo provedeno dvacet pět lineárních skenů v krocích po 7,5 stupni nad úhlem 180° . Výsledky těchto dvou experimentů byly publikovány v roce 1963 a 1964. Bohužel, i přes veškeré úsilí Allana M. Cormacka a i přes všechny složité výpočty, byl o tyto experimenty malý zájem. Cormack to dále zmiňuje i ve své přednášce: „Prakticky tu nebyla žádná odezva. Největší zájem byl ze Švýcarského centra pro lavinový výzkum. Tato metoda by fungovala pro nánosy sněhu na horách, pokud by někdo dostal buď zdroj nebo detektor do hory pod nános sněhu!“ (Hsieh, 2003, stránky 7-8).

Rozvoj prvního klinického CT skeneru začal v roce 1967 Godfrey N. Hounsfield v Centrální výzkumné laboratoři EMI v Anglii. Hounsfield nezávisle na Cormackovi si odvodil, že díky rentgenovému záření, které projde skrz tělo pacienta z různých úhlů, je možné zrekonstruovat vnitřní struktury v těle. Hounsfieldovy předběžné výpočty naznačovaly, že s 0,5 % přesností rentgenového koeficientu atenuace v řezu mohou být získány s tímto přístupem, což je skoro stonásobné zlepšení oproti ostatním konvenčním snímkům. První laboratorní skenner byl tedy hotov v roce 1967. Lineární sken byl proveden na rotujícím vzorku v jedno stupňových krocích. Kvůli nízké aktivitě americia, které použil jako zdroj, trvalo devět dní dokončit akvizici dat a zhotovit snímek. Na rozdíl od rekonstrukčních metod, které použil Cormack, dvacet osm tisíc současných rovnic bylo vyřešeno skrz počítač za dvě a půl hodiny. Užitím modifikované interpolační metody, vyšší intenzity rentgenky a krystalového detektoru s fotonásobičem se snížil

skenovací čas na devět hodin a zlepšil přesnost ze čtyř procent na 0,5 % (Hsieh, 2003, str. 8).

První dostupné CT bylo instalováno v roce 1971 v Atkinson – Morley Hospital po dalších menších úpravách akvizic dat a rekonstrukčních technik. Snímky byly zhotoveny za čtyři a půl minuty. V říjnu 1971 byl vyšetřen první pacient s obrovskou lézí na mozku, která byla na snímcích viditelná. Za tento objev získali Allan M. Cormack a Godfrey N. Hounsfield Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství (Hsieh, 2003, stránky 8-9).



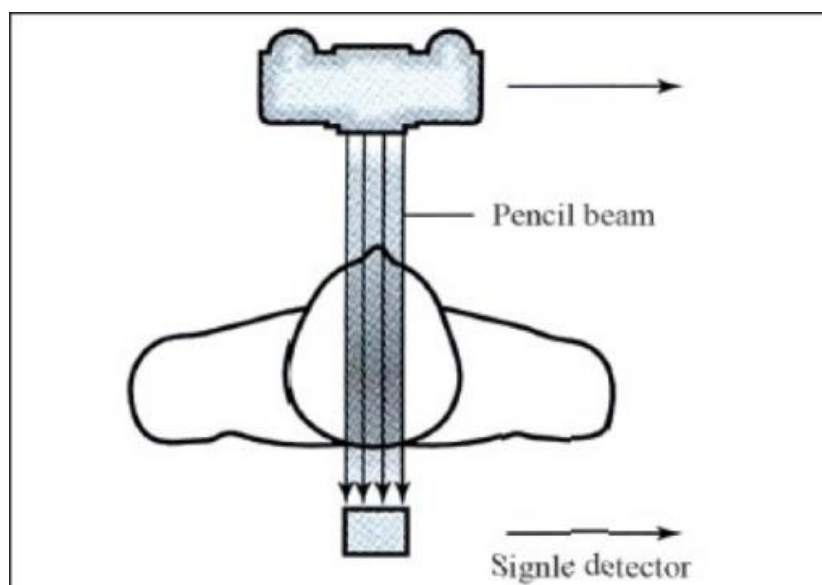
Obrázek 2: Porovnání CT snímků, a) snímek pořízený na 1. generaci CT (1971), b) snímek pořízený na CT GE Light Speed Scanner (2001); Computed Tomography, Hsieh (2003)

2.1.4 Generace výpočetních tomografií

Výpočetní tomografii můžeme rozdělit na základě dvou konstrukčních principů, a to na konstrukce vějířové a kruhové. U vějířových výpočetních tomografií jsou v pohybu detektory i rentgenka, zatímco u kruhové výpočetní tomografie se pohybuje pouze rentgenka a detektory jsou staticky umístěny po celém obvodu přístroje. Pro praktické využití jsou přínosnější vějířovité výpočetní tomografie (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 293).

1. Generace

V roce 1971 byl představena první generace výpočetní tomografie. Rentgenové záření bylo kolimováno do jednoho tenkého tužkového svazku, který byl tři milimetry široký a třináct milimetrů dlouhý. Detektor byl uložen naproti rentgence na společném rámu. Rentgenka se spolu s detektorem lineárně posouvala, a tak svazek prošel příčným řezem pacientova těla. Po každém skenu došlo k pootočení o jeden stupeň a celý proces se opakoval. Akvizice dat ovšem trvala čtyři a půl minuty a kvůli tomu docházelo ke špatné kvalitě snímků, zvláště proto, že se pacient pohyboval v průběhu skenování (Hsieh, 2003, str. 12) (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 293).

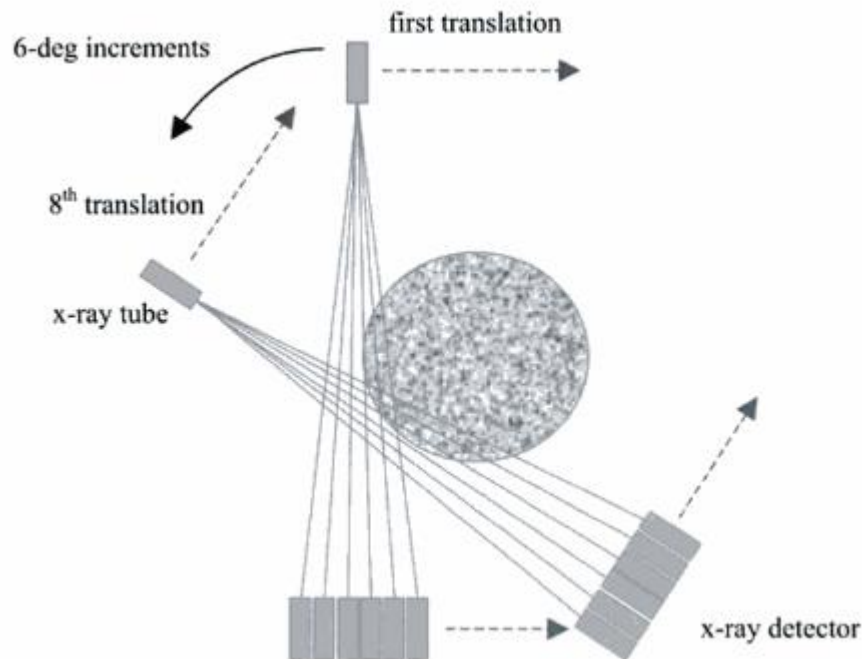


Obrázek 3: Princip 1. generace CT; <https://cthub.blogspot.cz/2015/04/generations-of-ct-scanners.html>

2. Generace

U druhé generace výpočetní tomografie se zkrátil počet rotací, protože bylo použito více svazků rentgenového záření ve tvaru vějíře. V této generaci bylo již šest detektorů v jedné řadě naproti rentgence. Úhel mezi jednotlivými svazky byl jeden stupeň, proto

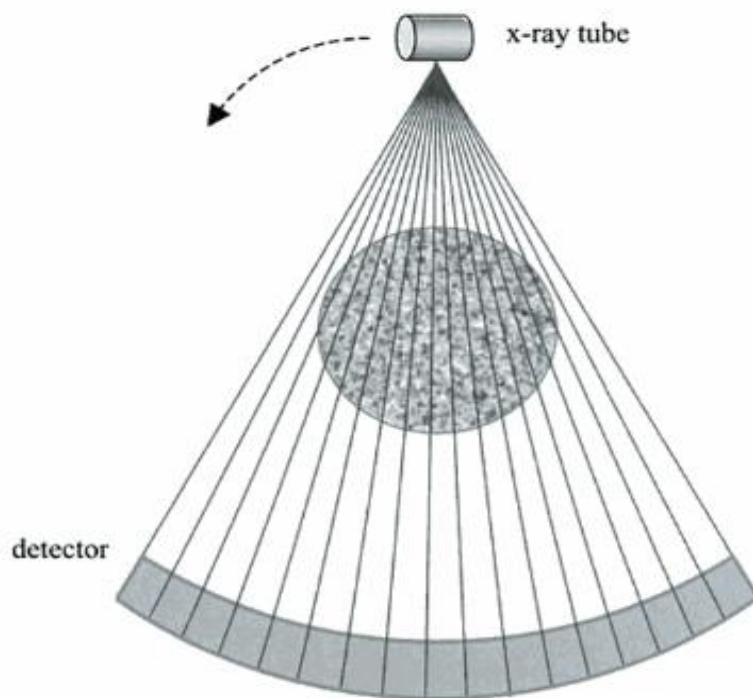
pro každý sken byly získány projekce ze šesti úhlů. Později v roce 1975 představili zástupci Centrální výzkumné laboratoře EMI CT, které mělo třicet detektorů. Tím bylo možné uskutečnit celé CT vyšetření za méně než dvacet vteřin. Můžeme jej tedy považovat za milník ve skenování lidského těla. Takto krátká doba již byla zvládnutelná pro pacienty, kteří během vyšetření museli zadržovat dech (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 293) (Hsieh, 2003, str. 13).



Obrázek 4: Princip 2. generace CT; Computed Tomography, Hsiesh (2003)

3. Generace

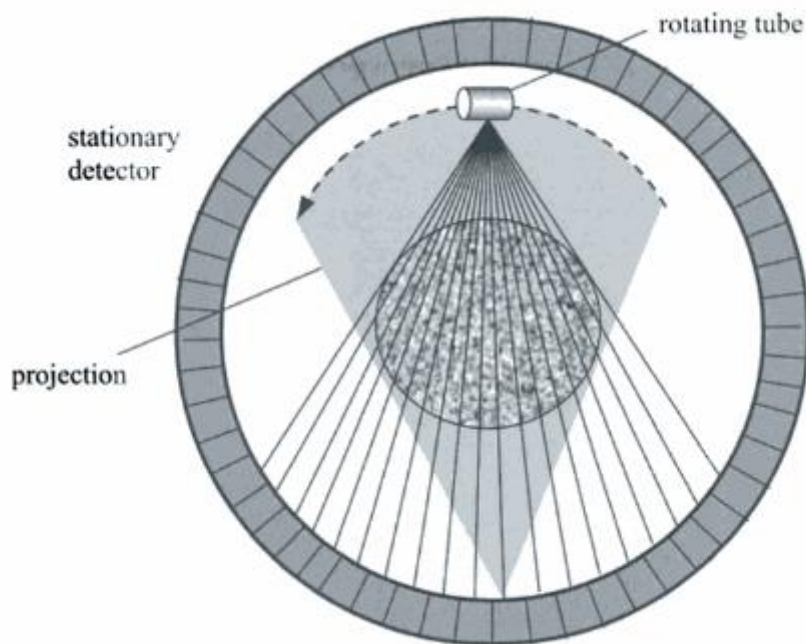
Výpočetní tomografie třetí generace jsou jedny z nejznámějších a nejvyužívanějších. Záření vycházející z rentgenky je detekováno větším počtem detektorů, které jsou umístěné na kruhovém oblouku ve více řadách naproti rentgence. Tyto detektory jsou dostatečně velké tak, aby pojal celý vyšetřovaný objekt. Je možné tedy snímat najednou mnoho řezů, tzv. multi slice. Celý systém se plynule otáčí kolem pacienta. Předchozí generace byly založeny na rotačně translačním pohybu, avšak tato generace využívá pouze pohyb rotační. U prvních modelů třetí generace bylo napájení rentgenky a signály z detektorů přenášeny kabely. Kabely byly ovšem limitovány svou délkou a ovlivňovaly rotaci gantry. Zrychlení a zpomalení gantry, které vážilo několik set kilogramů, omezilo rychlost skenování na zhruba dvě vteřiny. Také nedochází k lineárním posunům. Novější modely třetí generace pro napájení a přenos dat používaly sběrací kanálky, tzv. slip rings. Díky tomu mohla být rotace gantry rychlejší a skenovací čas se zkrátil na půl minuty. Objev sběracích kanálků byl také klíčem k helikálnímu a spirálnímu CT (Seidl & Burgetová, 2012, str. 45) (Hsieh, 2003, str. 14).



Obrázek 5: Princip 3. generace CT; Computed Tomography, Hsieh (2003)

4. Generace

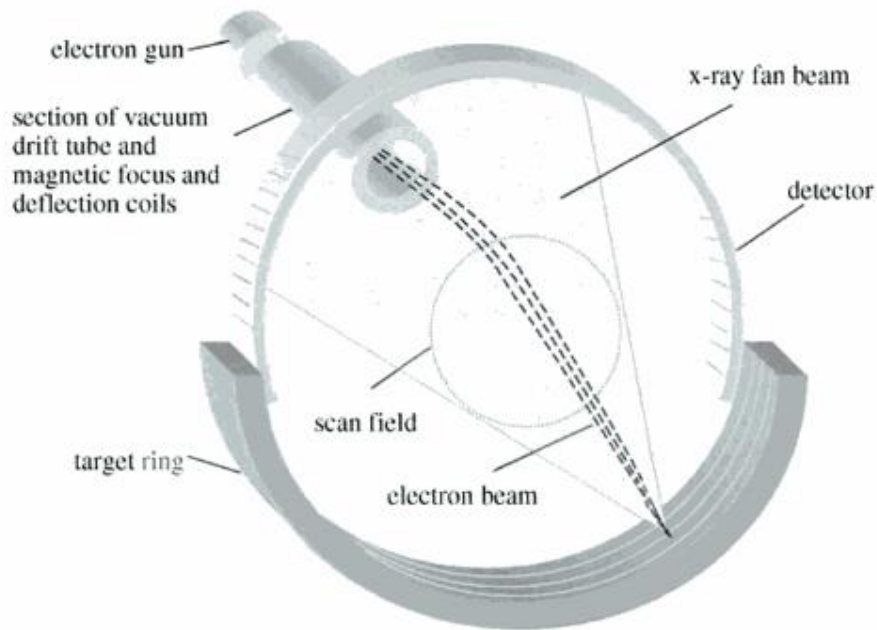
Na rozdíl od předchozích generací, detektory u čtvrté generace se nepohybovaly a rotovala pouze rentgenka kolem pacienta o 360°. Nevýhodou čtvrté generace je počet detektorů, některé přístroje mají až 4800 detektorů. Další nevýhodou je ozáření okrajových detektorů, protože jsou zasáhnuty rozptýleným zářením. Z ekonomických a praktických důvodů se čtvrtá generace příliš nerozšířila (Seidl & Burgetová, 2012, str. 45) (Hsieh, 2003, str. 15).



Obrázek 6: Princip 4. generace CT; Computed Tomography, Hsieh (2003)

5. Generace

Generace jinak nazývaná Electron Beam CT byla vyrobena mezi lety 1980 až 1984 pro srdeční aplikace. Tento typ CT přístroje neobsahuje rentgenku. Rentgenové záření zde vzniká dopadem rychlých elektronů vystřelovaných elektronovým dělem na kovový terčíkový prstenec anody. Elektronový paprsek je usměrňován do požadovaného místa díky vychylovacím cívkám. V místě, kam dopadá paprsek vzniká brzdné záření, a to projde skrz tělo pacienta. Svazek je tvarován do vějířovitého svazku pomocí prstencového kolimátoru, kde jsou radiálně orientovaná septa. Rentgenové záření je detekováno pomocí prstencově uspořádaného pole detektorů, které jsou zevnitř překryty kolimátorem. Některé typy přístrojů mají několik prstencových polí detektorů i terčíkové prstence řazené vedle sebe. Tím vznikají dvě pozitiva, elektromagnetická rotace paprsku a v přístroji se nevyskytují mechanicky pohyblivé díly. Elektromagnetický paprsek je schopen rotovat mnohem rychleji, dochází tak k velmi rychlé tomografii, což je výhodné pro hradlované CT srdce. Spolu s impulzy z detektorů jsou do počítače vedeny i impulzy z EKG. Kvůli značné složitosti a ceně zařízení je pátá generace využita minimálně (Seidl & Burgetová, 2012, str. 46).



Obrázek 7: Princip 5. generace CT; Computed Tomography, Hsieh (2003)

Tabulka 1: Srovnání jednotlivých generací v ceně, času skenování a počtu detektorů

	pořizovací cena	čas skenu	počet detektorů
1.generace		několik minut	1
2.generace		10-20 sekund	6
3.generace	přijatelná	1-4 sekundy	4,8,16 řad
4.generace	vysoká		4800
5.generace	vysoká		

2.1.5 Princip výpočetní tomografie

Při klasické skiagrafické projekci, kdy je promítán trojrozměrný objekt do dvojrozměrné projekce, dochází k sumaci a nelze tak rozpoznat hlouběji uložené struktury. Právě v tom tkví výhoda výpočetní tomografie, díky ní můžeme získat komplexní zobrazení sktruktur v různých hloubkách. Oproti klasické skiografii poskytuje trojrozměrné zobrazení vyšetřované oblasti. Tuto oblast si můžeme rozdělit na tenké vrstvy a díky snímání pod různými úhly a lokálnímu zeslabení rentgenového záření se následně matematicky zrekonstruují dané vrstvy (Seidl & Burgetová, 2012, str. 44).

„Míra oslabení záření v jednotlivých místech vyšetřovaného objektu je registrována jako denzita v tzv. Hounsfieldových jednotkách.“ (Nekula & Heřman, 2005) Tato škála denzit může být rozdělena na dva tisíce stupňů, kdy -1000 HU (Hounsfield Unit) odpovídá denzitě vzduchu, 0 HU denzitě vody a +1000 denzitě kosti. Tyto denzity jsou na obrazech CT reprezentovány stupněm šedi, ale z důvodu, kdy lidské oko je schopno rozpoznat jen šestnáct stupňů šedi a ve valné většině případů se zajímáme o tkáň s podobnou denzitou, můžeme si vybrat z denzit jen určité okno. Tyto okna mohou být pro měkké tkáň, kosti, plíce (Nekula & Heřman, 2005, stránky 19-20).

Hounsfieldova jednotka je vyjádřena tímto vzorcem

$$HU = k \cdot \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

k je smluvená konstanta o velikosti 1000

μ je koeficient zeslabení tkáňe

μ_w je koeficient zeslabení vody

Pacient je fixován na posuvném lůžku. Jako první se zhotoví takzvaný topogram, což je plánovací zobrazení, dle kterého se bude vyšetření dále odvíjet. Vzniká tím obraz podobný jako u klasické skiografie a určíme na něm začátek a konec vyšetřované oblasti. Snímá se nerotujícím systémem rentgenky a detektorů v anterior – posterior projekci. Topogram můžeme použít pro expoziční automatiku, čímž můžeme regulovat anodový proud rentgenkou tak, aby bylo dosaženo kvalitního obrazu a nízké radiační zátěže pacienta. (Seidl & Burgetová, 2012, str. 48) Radiologický asistent nastaví např. expozici, rychlost posunu stolu a rychlost rotace gantry. Poté už dojde k samotnému skenování, které je hotové během několika vteřin. Dle rozsahu vyšetření je možné pacientovi také podat kontrastní látku, ta zvyšuje rozdíly v absorpci rentgenového záření v tkáních a tím od sebe můžeme odlišit jednotlivé struktury. Je nutné ale znát pacientovu anamnézu, zvláště alergickou anamnézu a získat od něj informovaný souhlas s podáním kontrastní látky. Nejčastěji se kontrastní látka podává intravenózně, kdy je pacientovi zavedena kanyla a následně je připojena k tlakovému injektoru (Vomáčka, 2012, str. 42).

Spirální CT

Dochází k rotačním pohybům rentgenky i detektorů a zároveň dochází k pohybu lehátka s pacientem, kdy se dráha rentgenky jeví jako spirála, poté nastává trojrozměrná rekonstrukce. Pitch faktor, je vodorovná vzdálenost, o kterou se lehátko s pacientem posune mezi dvěma sousedními oběhy rentgenky. Tento pitch faktor můžeme měnit (Seidl & Burgetová, 2012, stránky 48-49).

Multi – slice CT

V dnešní době je většina zdravotnických zařízení vybavena výpočetními tomografy, které mají několik prstenců detektorů vedle sebe v axiálním směru. Při vhodném tvarování svazků rentgenového záření je možné současně snímat několik transverzálních řezů vedle sebe. Proto se tyto výpočetní tomografy nazývají multi-slice a řezů může být nastaveno od 4 za rotaci až po 128 řezů za rotaci (Seidl & Burgetová, 2012, stránky 48-49).

Dual source a Dual energy CT

Neboli CT s dvěma rentgenkami, kdy jsou použity dva systémy rentgenka – detektor, které mohou snímat současně. Jsou dva typy těchto přístrojů, buď pracují na stejném napětí nebo rozdílném. Při totožném napětí se zvýší rychlost a zkrátí se akviziční čas, což je zvláště výhodné u CT srdce. Druhým typem, kdy rentgenky pracují každá na jiném napětí, např. 140 kV a 80kV s možností snímání dvojí energií. Obě rentgenky tvoří rentgenové záření, ovšem o jiné energii, tím obdržíme dva různé snímky stejného zobrazovaného místa. Uplatňuje se při rozlišování různých druhů tkání, tedy odlišení kostí, cév, ledvinových kamenů nebo distribuci kontrastní látky. Alternativou je použití jednoho systému rentgenka – detektor, kdy dochází k přepnutí napětí na rentgence během skenování (Seidl & Burgetová, 2012, stránky 48-49) (Ferda & Mírka, 2009, str. 15).

Detektory

Detektory u výpočetní tomografie mají za úkol zachytit fotony rentgenového záření, které prochází tělem pacienta a změnit je na elektrické signály pro další zpracování. Tím se rozumí počítačové rekonstrukční techniky. Hlavním požadavkem je vysoká citlivost detekce fotonů a vysoká rychlost detekce. Nejčastěji se používají ionizační komory plněné stlačeným plynným xenonem nebo scintilační detektory se scintilačními krystaly NaI (Seidl & Burgetová, 2012, stránky 48-49).

Největší výhodou výpočetní tomografie je výborné rozlišení měkkých tkání i nádorů. Výpočetní tomografie je také zásadní pro plánování ozařovací léčby i chirurgických zákroků. Nevýhodou je vyšší radiační zátěž (Hrazdira & Mornstein, 2001, str. 294).

2.1.6 Jednofotonová emisní výpočetní tomografie

Je scintigrafická zobrazovací metoda, která je využívána v nukleární medicíně. Poskytuje především informace o funkci tkáně, nikoliv o anatomické struktuře. Rozdíl oproti CT je v tom, že se při tomto tomografickém vyšetření detekuje záření gama, které emituje díky radiofarmaku, které bylo podáno pacientovi (Koranda, 2014, str. 24).

Detektory pro SPECT

Nejčastěji se v nukleární medicíně uplatňují ionizační komory a scintilační detektory. Geiger – Müllerovy počítače a proporcionální detektory se používají dnes již méně. Pro kontrolu aktivity radiofarmaka před aplikací pacientovi se používají ionizační komory. Jejím princip je založen na ionizaci plynové náplně pomocí ionizujícího záření. Jejím negativem je nízká citlivost, a proto nejsou vhodné pro měření nízkých aktivit (Koranda, 2014, stránky 27-28).

Právě scintilační detektor má oproti ionizační komoře vyšší citlivost a je součástí všech detekčních soustav přístrojů používaných v nukleární medicíně. Principem scintilačního detektoru je převod ionizujícího záření na světlo. Předtím projdou fotony skrz kolimátor, který propustí pouze fotony v žádaném směru. Kolimátory jsou nejčastěji vyhotoveny z olova a rozlišují se dle energie záření gama, citlivosti, rozlišovací schopnosti, dle počtu otvorů a dle konfigurace. Kolimátory s paralelními otvory propouštějí pouze fotony, které letí v kolmém směru na detekční krystal. Dalším typem kolimátoru je pinhole, má pouze jeden otvor a tvar vějíře a poskytuje převrácený a zvětšený obraz. Tento kolimátor zobrazuje s velmi vysokou rozlišovací schopností, pokud je od objektu v co nejmenší vzdálenosti. Je vhodný pro zobrazování malých oblastí, např. štítné žlázy. Kolimátor může být použit pro zářiče s nízkou energií (do 160 keV), pro střední energii (do 300keV) a vysoké energie (nad 300keV). Nutnost použít kolimátory s tlustějšími septy nastává tehdy, když máme vyšší energie. Tím se ale horší i rozlišení obrazu a citlivost kolimátoru (Koranda, 2014, stránky 27-28).

Detektor se skládá se ze scintilačního krystalu, fotonásobiče a elektronických přístrojů včetně počítače. „Při interakci fotonového ionizujícího záření se scintilačním krystalem dochází ke vzniku scintilací (záblesků) viditelného světla. Nejčastější detekční látkou ve scintilačních krystalech používaných v nukleární medicíně pro detekci záření gama je jodid sodný aktivovaný thaliem.“ (Koranda, 2014) Fotonásobič je připojen na krystal a zajišťuje detekci světla ze scintilačního krystalu a také převod na elektrický signál. Z fotokatody fotonásobiče, kam dopadá světlo jsou uvolněny elektrony. Tím, že se přiloží vysoké napětí, dochází ke znásobení elektronů a díky tomu je možné měřit elektrický impulz na výstupu. Do amplitudového analyzátoru postupují zesílené elektrické impulzy, zde se vyhodnocují velikosti impulzů, které korespondují energii detekovaného fotonu. Pomocí scintilačního detektoru a analyzátoru lze měřit scintilační spektrum zářiče (Koranda, 2014, str. 24).

Nejčastějším radiofarmakem pro vyšetření SPECTu je ^{99m}Tc Technecium, které má poločas rozpadu 6,03 hodin (Koranda, 2014, str. 15).

Princip SPECT

Nejčastěji užívané jsou dva detektory. Ty mohou kolem pacienta rotovat buď po malých úhlech nebo plynule. Druhý uvedený způsob se využívá méně. Nejčastěji se zaznamenává 120 projekcí za jednu 360° rotaci, což ovšem znamená, že při použití dvou detektorů, se každý z nich otočí pouze o 180° . Jeden detektor tedy zaznamená šedesát projekcí po třech stupních. Proto je snímání na dvou detektorech mnohem rychlejší než na jediném detektoru. Po snímání dochází v počítači k rekonstrukci trojrozměrného obrazu, kde můžeme vidět, jak se radioaktivní látka vychytává ve vyšetřované oblasti. Díky rekonstrukci je možné zobrazit patologickou tkáň ve 3D zobrazení. Dále je výhodné zobrazení ložiska s vyšším kontrastem vůči okolí, než je tomu u klasické skiagrafií, kdy dochází k sumaci struktur a patologické léze se hůře zobrazují. Na druhou stranu má jednofotonová emisní výpočetní tomografie horší prostorovou rozlišovací schopnost než u planárního zobrazení a zhruba o jeden řád vyšší šum než v planárním obraze. Existují však hybridní systémy SPECT/CT, kdy je možné pořídit jak funkční, tak i anatomické struktury v jednom vyšetření. Přístroje mohou mít na pevno spojenou rentgenku s gantry SPECT kamery, tím je ale omezená rychlost rotace gantry. Některé CT přístroje pracují pouze v low-dose režimu, tedy nízkodávkovém, a proto jsou získány pouze obrazy tkáně s nízkým rozlišením. Naopak u SPECT/CT, kdy rentgenky umožňují rychlou rotaci, slouží výpočetní tomograf jak k nízkodávkovému režimu, tak i plně diagnostickému. Ty poskytují velmi přesné anatomické struktury, avšak jsou také spojeny s vyšší radiační zátěží pacienta (Koranda, 2014, stránky 29-30).

2.1.7 Pozitronová emisní tomografie

Historie

V roce 1973 Martin Reivich, David Kuhl a Abass Alavi publikovali první koncept pozitronové emisní tomografie využívající fluorodeoxyglukózu. Soustředili se především na onemocnění centrálního nervového systému. V roce 1975 Alfred Wolf zdokonalil schéma syntézy fluorodeoxyglukózy a zahájil studie pro použití FDG v diagnostice. První FDG – PET vyšetření mozku a těla bylo provedeno v roce 1976 a tím byla započata nová diagnostická technika v zobrazování. V 80. letech se začala na pozitronové emisní tomografii vyšetřovat také neuropsychiatrické onemocnění. V letech devadesátých byla pozitronová emisní tomografie použita i pro onkologická onemocnění, v dnešní době více než 90 % všech indikací k PET nebo PET/CT jsou maligní nebo benigní nálezy. D. Townsend vynalezl první PET skener, první prototyp PET/CT byl vynalezen v roce 1998 a začal se používat v roce 2001. V České Republice jako první PET přístroj byl nainstalován v Nemocnici Na Homolce v roce 2001 a již v roce 2003 byl zahájen provoz PET/CT (Votrubová, 2009, str. 11).

Princip pozitronové emisní tomografie

V jádře pozitronového zářiče dochází k přeměně protonu na neutron a tím je vyzářen pozitron, částice s kladným nábojem. Na jeho energii závisí délka dráhy, kdy na konci dráhy dochází k anihilaci pozitronu a elektronu, tedy zániku pozitronu. Anihilace je doprovázená emisí dvou kvant záření gama, které má energii 511 keV (Votrubová, 2009, str. 12).

„Oba anihilační fotony od sebe letí po přímce rychlostí světla a pokud dopadnou do protilehlých detektorů, pak k tomu dojde prakticky současně. Při současné detekci dvou impulzů ve dvou detektorech, lze s vysokou pravděpodobností předpokládat, že se poloha místa emise nachází na spojnici dvou bodů na detektorech, ve kterých byly fotony detekovány“ (Koranda, 2014, str. 30). Pozitronová emisní tomografie detekuje tedy pouze ty impulzy, které na protilehlé detektory přiletěly současně. Kvůli tomu obdržíme informace o poloze fotonů v detektoru i o směru jejich příletu. Detektory jsou zapojeny v koincidenčním obvodu. Není tu potřeba jako u jednofotové emisní tomografie nebo planárním zobrazení užívat olověné kolimátory, kvůli tomu má PET vyšší citlivost oproti ostatním tomografickým metodám. Pomocí počítače se poté matematicky zrekonstruuje trojrozměrný obraz distribuce radiofarmaka z detekce vysokého počtu dvojic anihilačních fotonů. Několik hledisek určuje prostorové rozlišení pozitronové emisní tomografie. Dva z nich jsou dány fyzikálními vlastnostmi pozitronového záření, další konstrukcí přístroje. Fyzikálními vlastnostmi rozumíme dosah pozitronů ve tkáni před anihilací s elektronem a odchylnou ve směru emise fotonů anihilačního záření od 180°. Tato odchylna má velikost méně nebo více než 0,25° a projevuje se na rozlišovací schopnosti menší částí. Větší částí přispívá velikost jednotlivého detektoru v prstencovém souboru i hloubka interakce

fotonů s detekční látkou. Celkové prostorové rozlišení pozitronové emisní tomografie dosahuje v praxi asi čtyři milimetry (Koranda, 2014, str. 30).

Hybridní systém PET/CT umožňuje fúzi anatomických struktur z obrazu CT, které má výhodnější prostorové rozlišení a funkčních struktur z pozitronové emisní tomografie, jejíž prostorová rozlišovací schopnost je výrazně horší. Tato fúze umožní přesnou lokalizaci a interpretaci tkáňových struktur se zvýšenou akumulací radiofarmaka a struktur bez akumulace radiofarmaka. Dalším výhodou CT je udělení informací pro výpočet atenuační mapy, jenž je důležitá pro úpravu surového PET obrazu na zeslabení anihilačních fotonů ve tkáni. Bez této úpravy samotné PET obrazy nelze správně hodnotit. Radiační zátěž z vyšetření PET/CT je složena z radiační zátěže samotného CT, která je obvykle vyšší (cca 10 mSv) a samotného PET vyšetření s podáním radiofarmaka FDG (7mSv). Celková efektivní dávka je cca 17 mSv (Koranda, 2014, str. 31).

2.2 Zobrazovací metody využívající neionizující záření

Pro úplnost tomografických vyšetřovacích metod uvádím i princip magnetické rezonance a ultrazvuku.

2.2.1 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je zobrazovací metoda, kdy je pacient uložen do vysoce silného magnetického pole a následně je do jeho těla vyslán radiofrekvenční impuls. Po skončení toho impulsu se snímá signál, který vytvářejí jádra atomů v pacientově těle. Signál se využívá k rekonstrukci obrazu a také se měří (Nekula & Chmelová, 2009, str. 7).

V každé nabitě částici např. atomu, která je v pohybu tak i v okolí elektrického proudu dochází ke vzniku magnetického pole. Tím, že se změní velikost elektrického proudu se změní i velikost magnetického pole. Magnetické pole oproti elektrickému náboji nemá kladný a záporný pól, z toho důvodu používáme pojem magnetické pole a je zobrazován vektorem. Pokud se pohybuje vodič v magnetickém poli indukuje se ve vodiči elektrický proud, který je indukován v přijímací cívkě v MR přístroji (Nekula & Chmelová, 2009, str. 7).

Principem magnetické rezonance je rotace protonů v jádrech kolem své osy. Tento jev se nazývá spin. A jako elektricky nabitě částice tvoří navenek magnetické pole kolem sebe. U jader s lichým protonovým číslem se magnetické pole projeví, avšak jádra, která mají sudá protonová čísla, se spárují a zruší se tak jejich magnetické pole. Hlavním zástupcem jader s lichým počtem protonů je vodík, protože je jeho jádro tvořeno jedním protonem. Dále se vodík z 2/3 nachází v lidském těle a díky jeho síle magnetického momentu, ho lze změřit. Osy protonů vodíku v lidské tkáni se orientují nahodile, magnetické momenty se navzájem ruší, a proto se navenek magnetický moment rovná nule. Pokud protony situujeme do statického magnetické pole, vektory magnetických polí protonů se usměrní rovnoběžně s vektorem statického magnetického pole. Větší skupina protonů se nasměruje paralelně s vektorem statického magnetického pole, menší skupina antiparalelně. Ve tkáni se tím pádem vytvoří magnetické pole, které je v zákrytu se statickým magnetickým polem. Takto je nazývána podélná magnetizace a nelze ji změřit, proto musíme vektor magnetického pole odchýlit a dosáhnout příčné magnetizace. To lze realizovat díky tzv. precesním pohybům. Protony se kromě rotace kolem své osy pohybují po plášti pomyslného kužele, který je orientován dle vektoru silného magnetického pole. Tyto pohyby jsou nesynchronizované. Když je vyslán elektromagnetický pulz do tkáně o frekvenci, která odpovídá frekvenci precesních pohybů – Larmorova frekvence, dojde díky rezonanci k jejich synchronizaci. Kvůli tomu se vektor magnetického pole vychýlí, vystoupí ze zákrytu pole silného magnetu a vznikne příčná magnetizace. Ta díky principu elektromagnetické indukce je měřitelná cívkou. Poté co je elektromagnetický pulz ukončen, je systém vrácen do původního stavu. Čas, jenž je nutný k obnově do

původního stavu se nazývá relaxační čas a jsou pojmenovány T1 a T2. T1 relaxační čas je doba, která je potřebná k návratu 63 % úrovně prvotní podélné magnetizace. T2 relaxační čas je vyznačován jako úbytek příčné magnetizace na 37 % prvotní hodnoty. U těchto časů je rozhodující struktura tkáně. Neznázorníme však hodnoty těchto struktur, nýbrž tzv. T1 a T2 vážené obrazy. Tím, že srovnáme intenzitu signálu těchto obrazů, diferencujeme od sebe jednotlivé struktury. Tmavší objekty na obrazech jsou hyposignální nebo hypointenzní, světlé objekty jsou hypersignální nebo hyperintenzní (Ferda, 2015, stránky 22-23) (Vomáčka, 2012, stránky 47-49).

Konstrukce magnetické rezonance se skládá ze silného magnetu a pro přenos radiofrekvenčního signálu se používají tzv. cívky. V současnosti se vyskytují dva typy magnetů: permanentní a supravodivé. Permanentní magnety umožňuje jen indukci slabšího magnetického pole, což má za následek zhoršenou kvalitu obrazu. Tyto permanentní magnety jsou vhodné jen pro některé aplikace. U supravodivých magnetů se používají cívky pro indukci magnetického pole, chlazené pomocí tekutého helia. Díky heliu se teplota blíží nule, tím pádem v cívkách mizí odpor a vyvolává se velmi silné magnetické pole. Vysílací cívky jsou zabudovány v MR přístroji nebo se přikládají přímo na pacienta, stavba těchto cívek je uzpůsobena vyšetřované oblasti (Ferda, 2015, stránky 22-23).

Zásadními přednostmi MR je zobrazení mozkových cév bez nutnosti aplikovat pacientovi kontrastní látku, výhodnější zobrazení měkkých částí a zobrazení ve třech rovinách, zvláštní vyšetřovací metody např. MR spektroskopii nebo funkční MR (Nekula & Chmelová, 2009, str. 10).

2.2.2 Ultrazvuk

„*Ultrazvuk je mechanické vlnění způsobené oscilací částic v prostředí*“ (Chmelová, 2006, str. 9). Nejčastěji používanou frekvencí pro diagnostiku je rozmezí 2–15 MHz. Poté, co je ultrazvuk vyslán do tkáně dochází ke třem reakcím: absorpci, rozptylu a odrazu. Odraz vzniká od rozhraní tkáně, která má různou hustotu (akustickou impedanci). Podstatný pro diagnostiku je právě odraz (Ferda, 2015, stránky 20-21).

Tzv. měnič neboli ultrazvuková sonda do tkáně vysílá ultrazvukové vlnění a zaznamenává odrazy od akustických rozhraní. Tento jev nastává díky piezoelektrickým krystalům, které se nacházejí na ultrazvukové sondě. Pokud je rozhraní zřetelné, intenzita odraženého vlnění je větší. Když je ovšem akustické rozhraní vysoce výrazné, dochází k úplnému odrazu a tkáně, které jsou hlouběji uloženy, nemůžeme zobrazit. Vysoce výrazné rozhraní je nejčastěji přechod mezi měkkou a kostní tkání nebo měkkou tkání a plynem. Naopak v prostředí bez akustických rozhraní nedochází k odrazům. Tím, že na krystal působí střídavý elektrický proud, dochází k vibraci a tím se do tkáně vyše mechanické vlnění. Nejčastěji se piezoelektrický krystal používá jak pro vysílání, tak i pro příjem signálu. Z 99 % doby cyklu působí krystal jako přijímač, při vysílání pouze

1 % z doby cyklu. Sonda dokáže stanovit vzdálenost akustického rozhraní. Ta zároveň odpovídá časovému intervalu, kdy byl vyslán signál a kdy byl signál přijat. Díky tomu je možné pomocí počítače utvořit ultrazvukový obraz (Ferda, 2015, stránky 20-21).

Lineární sondy jsou vhodné pro vyšetření povrchově uložených struktur, používají se sondy o frekvenci 5-15 MHz. Tyto sondy propouštějí méně signálu do hloubky, za to mají vyšší rozlišovací schopnost. Další sondy vhodné pro diagnostiku jsou konvexní sondy a sektorové sondy. Obrazy u obou z nich jsou ve tvaru vějíře. Konvexní sondy se aplikují pro zobrazení pánve, jejich frekvence je nižší – 2-5 MHz. Tyto sondy mají nízkou rozlišovací schopnost, ale větší dosah. Sektorová je využívána pro zobrazení fontanely nebo v oblastech, kde je malý prostor pro průchod ultrazvuku do těla. Nutnou podmínkou ultrasonografického vyšetření je aplikace mezi sondu a kůží pacienta speciální gel, který eliminuje ztráty ultrazvukové energie při přenosu a vznikne tak vodivé prostředí. Kdyby se tento gel nepoužil, mezi sondou a tělem pacienta by vznikla tenká vrstvá vzduchu, která by signál odrazila a zamezila dalšímu průniku signálu do těla (Chmelová, 2006, stránky 9-10) (Ferda, 2015, stránky 20-21).

3 Praktická část

3.1 Přístrojové vybavení v letech 2006-2015

Přístrojové vybavení ve zdravotnických zařízeních tvoří nezbytnou součást kvalitní zdravotní péče. Závisí tak na stáří přístroje, čím je přístroj modernější je možné provést řadu dalších vyšetření za kratší dobu a s nižší radiační zátěží. Díky několikaleté praxi dodavatelů přístrojů se zjednodušila i ovladatelnost pro pracovníky. V následujících stránkách popíši vývoj přístrojového vybavení v letech 2006 až 2015, počet výkonů, počet přístrojů na 1 milion obyvatel i stáří přístrojů. V další části popíši vývoj přístrojového vybavení pomocí jednotlivých grafů. S ohledem na četnosti jsou data rozdělena do několika grafů. Všechna tato data čerpám z Ústavu zdravotnické informatiky a statistiky České Republiky, kdy jsem si vybrala data vhodná pro moji práci. (www.uzis.cz, 2016)

V roce 2015 bylo evidováno v České Republice 9300 RTG přístrojů, tedy o 2100 více než v roce 2006. Na deset milionů obyvatel připadalo v roce 2015 8810 RTG přístrojů, což je o čtvrtinu více než v roce 2006. Celkem na těchto přístrojích bylo provedeno skoro 16 milionů výkonů. Na 1 tisíc obyvatel připadá 1514 výkonů, o 5,2 % více než v roce 2006. Přes 77 % přístrojů je provozováno ambulantními zdravotnickými zařízeními, avšak 23 % je umístěných v lůžkových zařízeních. K roku 2015 bylo nově pořízeno 847 RTG přístrojů, tedy 9,1 %. Ovšem podíl přístrojů starších 8 let se ve srovnání s rokem 2006 zvýšil z 39,7 % na 48,3 %.

Ke konci roku 2015 bylo zaznamenáno 170 CT přístrojů a v průběhu roku na nich bylo vykonáno skoro 1,1 milionu výkonů. Pro srovnání s rokem 2006 to představuje nárůst o 36 přístrojů a 332 tisíc výkonů. V přepočtu na milion obyvatel se počet těchto přístrojů zvýšil o 23,7 % a výkony o 41 %. Tyto přístroje jsou od roku 2006 evidovány ve dvou kategoriích, a to v kategorii konvenční CT a spirální CT. Spirální CT se rozlišují dle počtu detektorů. V roce 2006 mělo 60 % přístrojů pouze 1-2 řady detektorů, ovšem v roce 2015 už mělo 89 % přístrojů 16 a více řad detektorů. To také vypovídá o stáří přístrojů, kdy CT s 16 a více řadami tvoří necelou pětinu všech přístrojů a 16 % tvoří nové pořízené CT přístroje v roce 2015.

Počet RTG mamografů se od roku 2006 snížil na 112 kusů, tedy z 25 kusů na milion žen na 21 kusů. Veškeré mamografy jsou členěny do dvou skupin, a to se zařízením pro stereotaxi (I.) a druhá skupina bez tohoto zařízení (II.) V první kategorii se vyskytuje 45 přístrojů, ve druhé kategorii 67 přístrojů. I. Kategorie se vyskytuje v 76 % v lůžkových zařízeních, ve druhé kategorii je 55 % přístrojů umístěno samostatných zdravotnických zařízeních. V roce 2015 bylo nově pořízeno 9 mamografů a přístrojů starších než 8 let bylo 15 %. V průběhu roku 2015 bylo vykázáno 965000 na těchto přístrojích, což je zhruba 180výkonů v přepočtu na tisíc žen, což je o 23 % více než v roce 2006.

Nejpočetnější skupinou, která patří pod RTG přístroje jsou RTG přístroje používané ve stomatologii. Ke konci roku 2015 se v České Republice nacházelo 6740 zubních RTG přístrojů, což představuje 72 % všech RTG přístrojů ve zdravotnických zařízeních. Největší část těchto přístrojů (77 %) tvoří intraorální rentgeny. Pětinu těchto přístrojů tvoří panoramatické rentgeny a 58 přístrojů se řadí mezi extraorální a jiné nespécifikované rentgeny. V přepočtu na jeden milion obyvatel se počet zubních RTG přístrojů zvýšil o 41 %, a to z 452,4 na 638,6 přístrojů. 98 % rentgenů je používáno ambulantně. Skoro polovinu již tvoří přístroje starší než 8 let a k roku 2015 bylo pořízeno nových přístrojů pouze necelých 8 %. Na zubních RTG přístrojích bylo v roce 2011 provedeno 4,5 milionů výkonů, tedy 428,7 výkonů na tisíc obyvatel, o 38 % více než v roce 2006.

Další skupinou řazenou pod RTG přístroje jsou RTG angiokomplety, které umožňují provádění digitální subtrakční angiografie. V České Republice bylo v roce 2015 celkem 91 přístrojů a 4 konvenční angiokomplety. Na 1 milion obyvatel připadalo téměř 9 přístrojů. To je o dva přístroje více než v roce 2006. DSA angiokomplety jsou členěny na dvě kategorie. V první kategorii lze ještě rozdělit na jednoprojekční (I.B) a dvouprojekční (I.A) rameno. V kategorii I.A došlo k nárůstu z 4 kusů v roce 2006 na 19 v roce 2015, v ostatních kategoriích došlo k poklesu o 11 kusů. Největší zastoupení má kategorie I.B, tedy 53 %. Zhruba jedna třetina přístrojů je starších osmi let v kategorii I., zhruba dvě třetiny u kategorie II. přístrojů je starší více než 8 let. Kromě dvou přístrojů ve specializovaných ambulancích se vyskytují DSA angiokomplety v nemocnicích. V průběhu roku 2015 činil počet výkonů 128,2 tisíc a na konvenčních angiokompletech činily výkony 3,2 tisíce. Dále k roku 2015 připadá 12 výkonů na tisíc obyvatel, od roku 2006 se počet těchto výkonů pohybuje mezi 10-14.

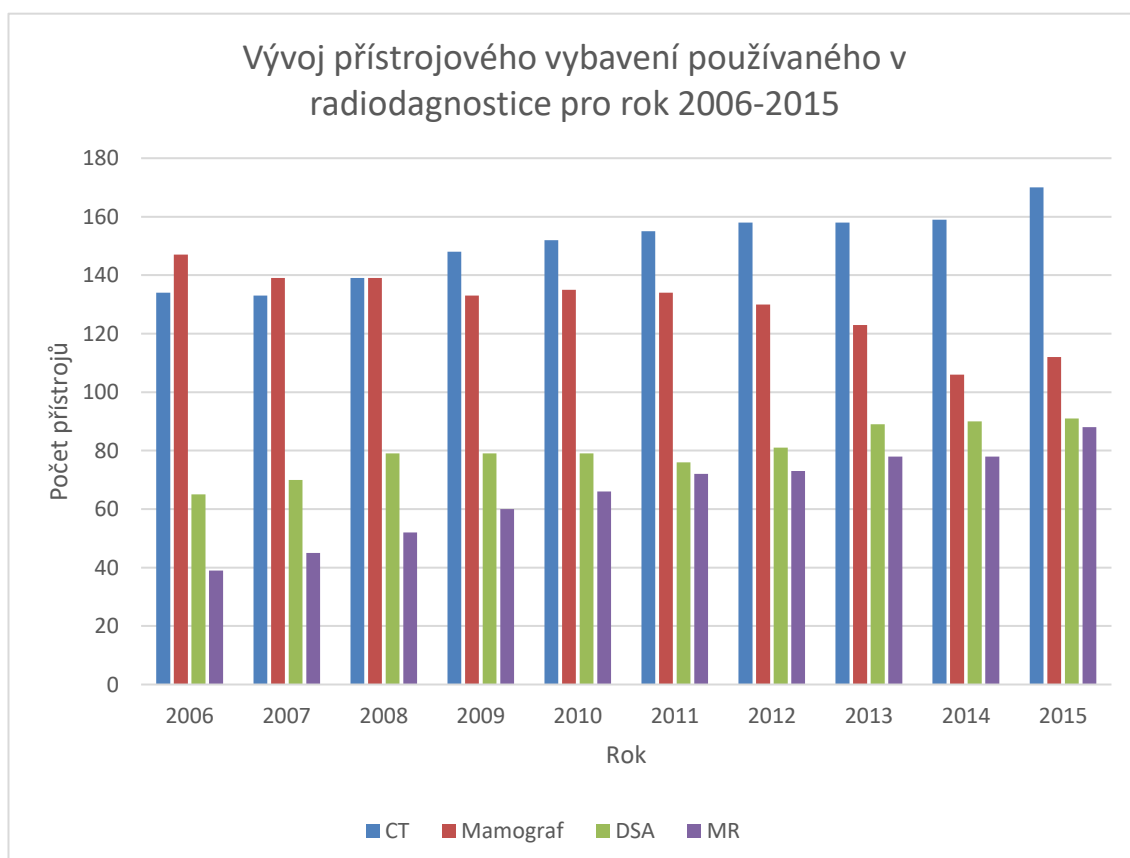
Ke konci roku 2015 bylo evidováno 122 gama kamer, což je o 8 gama kamer méně než v roce 2006. Z toho bylo poskytovateli ambulantní péče provozováno pouze 12 %, tedy 15 přístrojů. V roce 2015 tvořily 33 přístrojů méně využívané scintilační gama kamery planární, z těch je 30 přístrojů starších 8 let. Planární gama kamery jsou nahrazovány gama kamerami typu SPECT, k roku 2015 jich bylo vykázáno 89, z toho 5 s jedním detektorem. Počet více detektorových SPECT gama kamer činí 69 % všech gama kamer, kdy zhruba polovina přístrojů je starší osmi let a v roce 2015 jich bylo 10 nově pořízených. Přes 85 % výkonů na gama kamerách se zajišťují SPECT gama kamery. Celkem bylo v roce 2015 uskutečněno 280 tisíc výkonů.

V roce 2015 již bylo evidováno 11 přístrojů PET a 10 z nich ve spojení s CT. Od roku 2011, kdy bylo k dispozici přístrojů pouze 8, se počet vyšetření ustálil na 34 tisíc ročně.

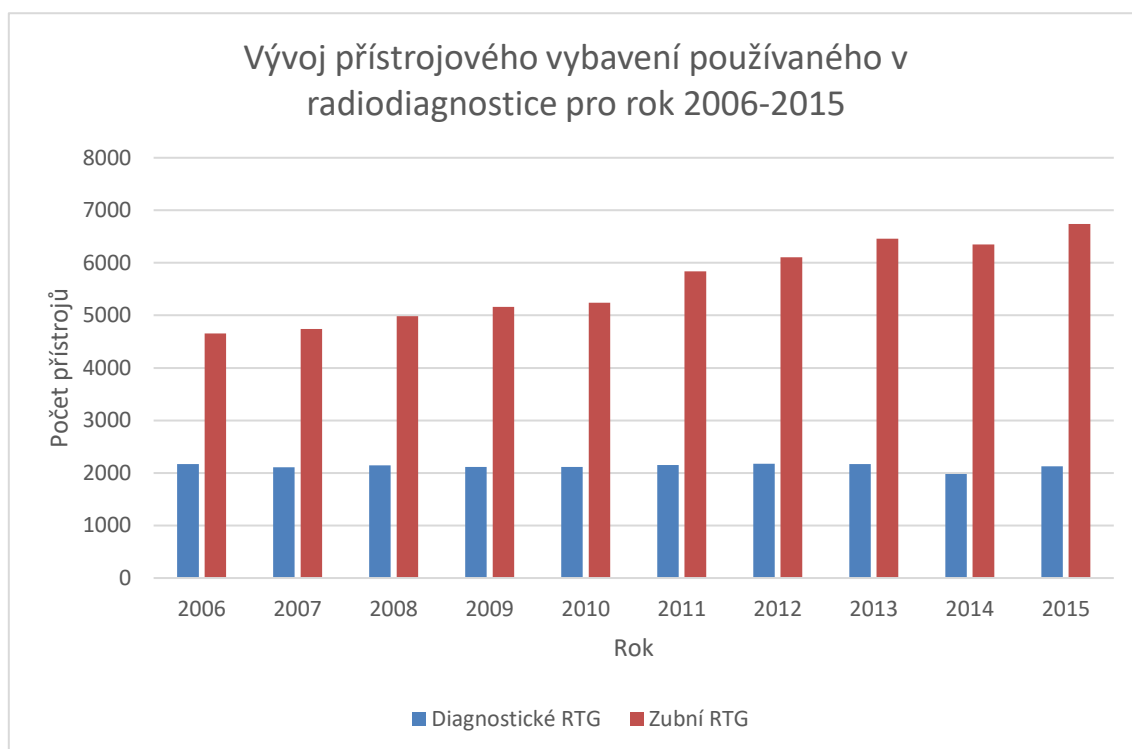
Od roku 2006 se počet magnetických rezonancí zvýšil více než dvojnásobně, a to z 39 na 88 přístrojů, což je 8 přístrojů na jeden milion obyvatel. Také počet výkonů se zvýšil na 505,8 tisíc. Od roku 2006, kdy počet výkonů byl 22 výkonů na tisíc obyvatel se

zvýšil na 48 výkonů na tisíc obyvatel. Magnetické rezonance jsou členěny na 3 skupiny, a to dle výkonu. První skupina obsahuje magnetické rezonance do 1 Tesla –2 přístroje, druhá skupina obsahuje MR od 1 do 1,5 Tesla -65 přístrojů a třetí skupina obsahuje MR s výkonem nad 1,5 Tesla -17 přístrojů. Magnetické rezonance, které jsou určeny pouze pro vyšetření kloubů a jejich výkon je pod 0,5 Tesla, jsou evidovány zvlášť. Jsou to 4 přístroje. U přístrojů s výkonem nad 1 Tesla došlo k nárůstu ve srovnání s rokem 2006 a k roku 2015 bylo uvedeno do provozu 12 nových přístrojů. Skupina 1-1,5 Tesla je nejpočetnější a zahrnuje již téměř 75 % všech MR tomografů. Většina MR tomografů je stále provozována v lůžkových zdravotnických zařízeních (80 %), avšak tento počet se stále snižuje. Ve stáří nad 8 let je 27 % MR tomografů.

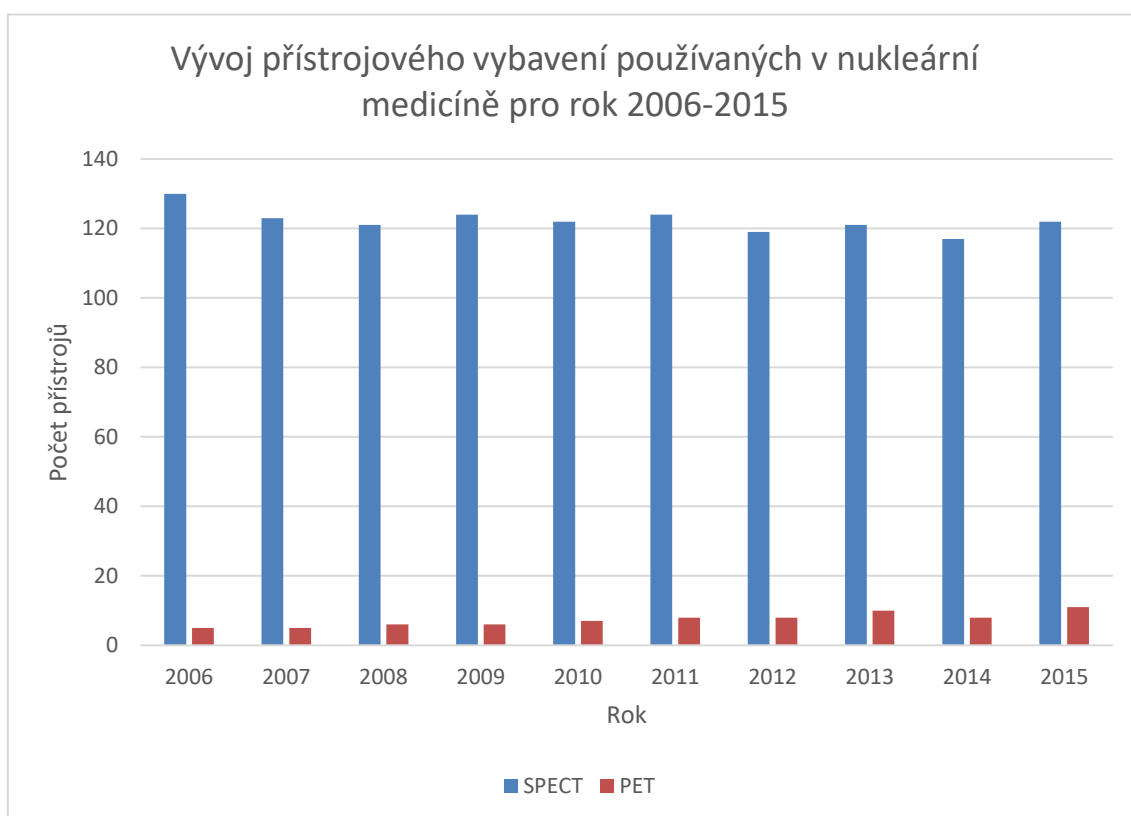
Vývoj přístrojového vybavení



Obrázek 8: Vývoj přístrojového vybavení pro roky 2006 až 2015



Obrázek 9: Vývoj přístrojového vybavení pro roky 2006 až 2015



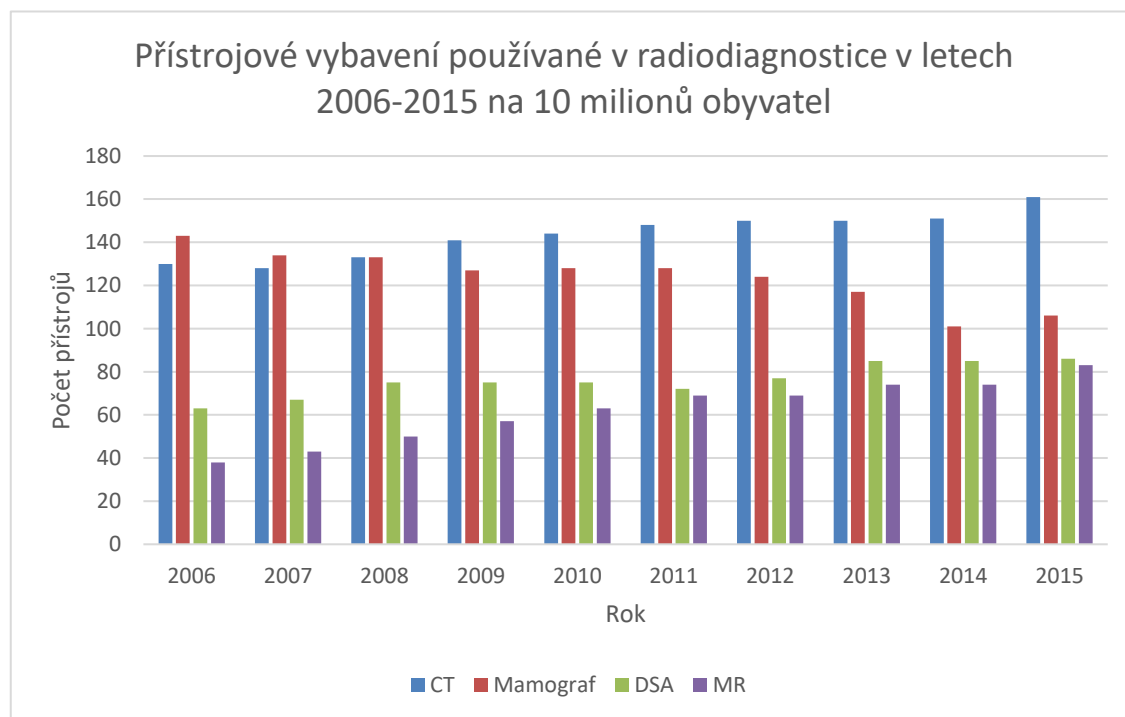
Obrázek 10: Vývoj přístrojového vybavení pro roky 2006 až 2015

Tabulka 2: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015

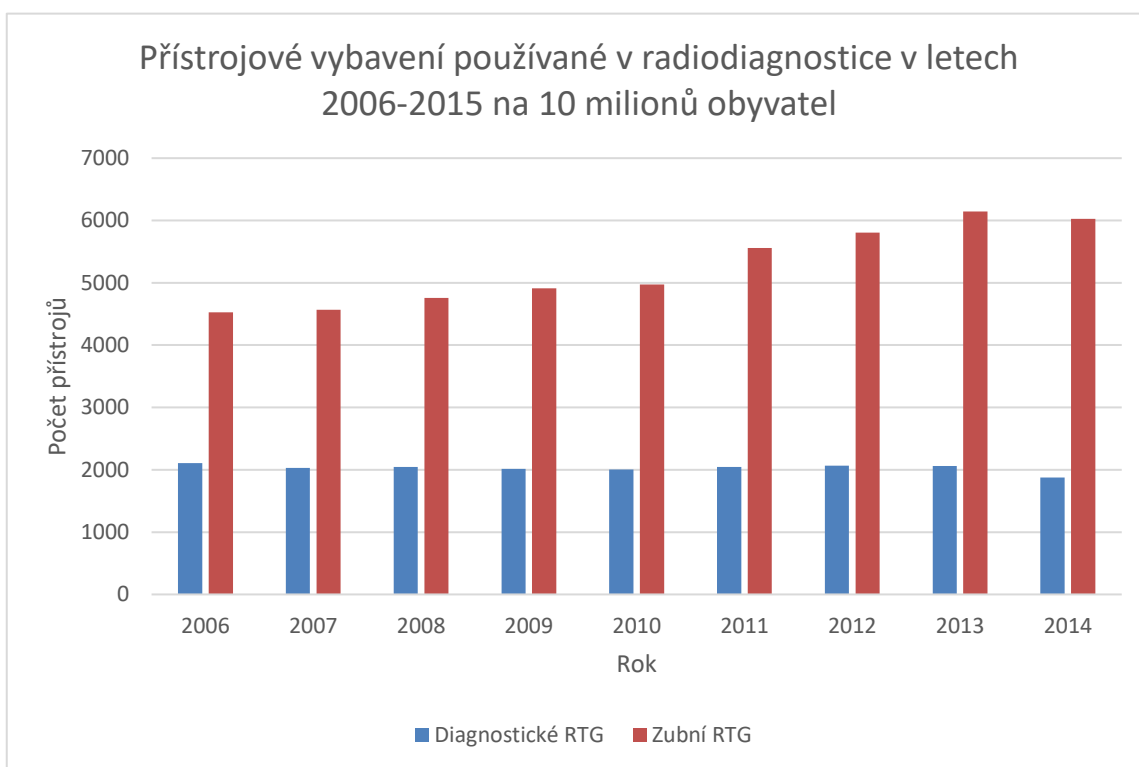
Rok		2006	2015
Počet přístrojů	CT	134	170
	Diagnostické RTG	2168	2128
	Mamograf	147	112
	Zubní RTG	4654	6740
	DSA	65	91
	MR	39	88
	SPECT	130	122
	PET	5	11

Od roku 2006 se počet CT přístrojů zvýšil o 21,2 %, naopak počet diagnostických RTG přístrojů se snížil o 1,9 %. I počet mamografu se od roku 2006 snížil o 31,3 %. Počet zubních RTG přístrojů se zvýšil o 31 %, dále i počet digitálních subtrakčních angiografií se zvýšil, a to o 28,6 %. Také počet magnetických rezonancí se zvýšil, dokonce více než dvojnásobně, a to o 55,7 %. Oproti tomu počet SPECT přístrojů se snížil o 6,6 %. Počet PET přístrojů se zvýšil o 54,5 %.

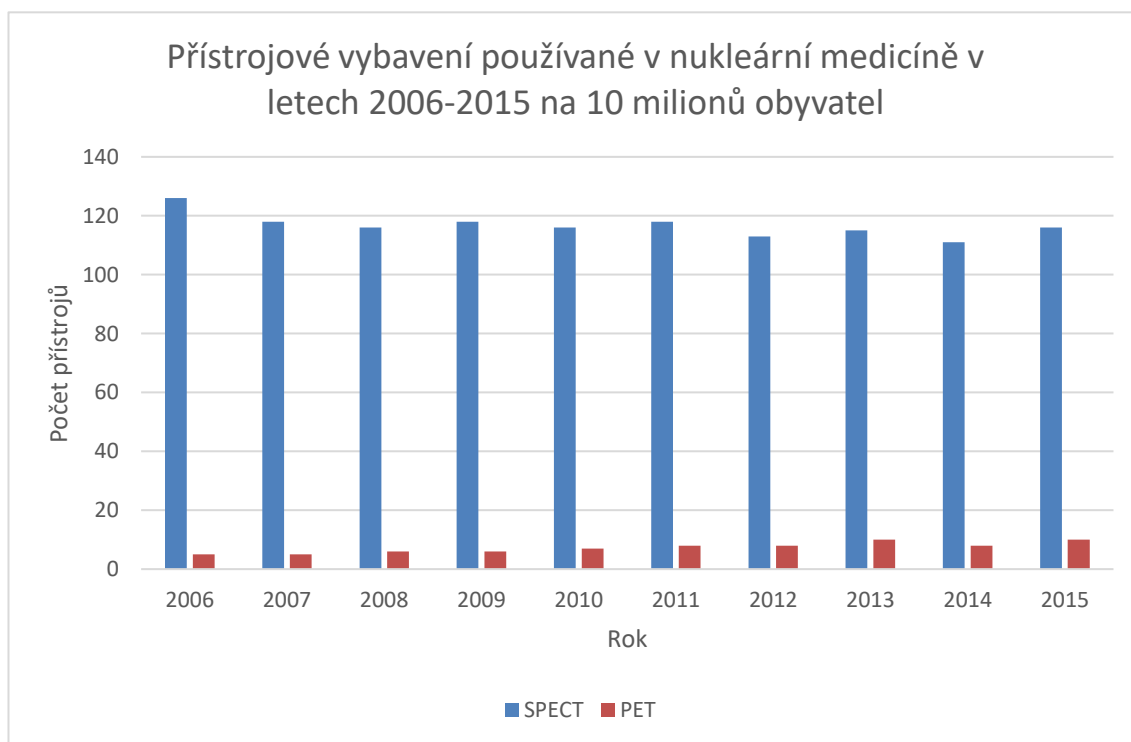
Přístrojové vybavení na 10 milionů obyvatel



Obrázek 11: Přístrojové vybavení pro roky 2006 až 2015 na 10 milionů obyvatel



Obrázek 12: Přístrojové vybavení pro roky 2006 až 2015 na 10 milionů obyvatel



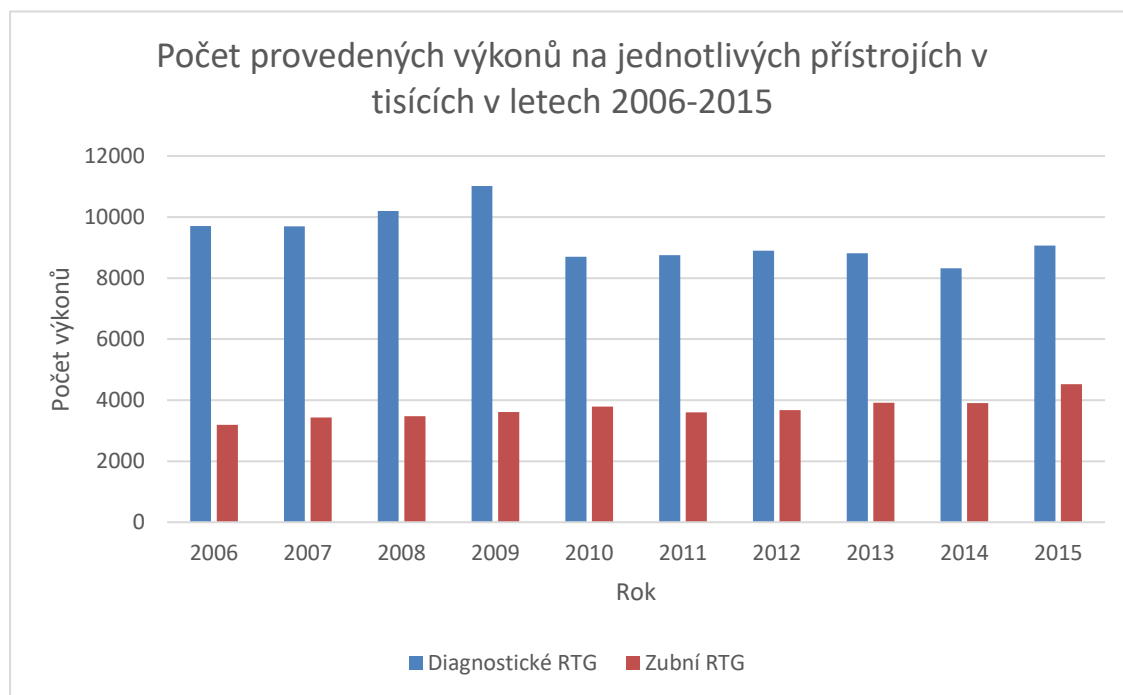
Obrázek 13: Přístrojové vybavení pro roky 2006 až 2015 na 10 milionů obyvatel

Tabulka 3: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015 na 10 milionů obyvatel

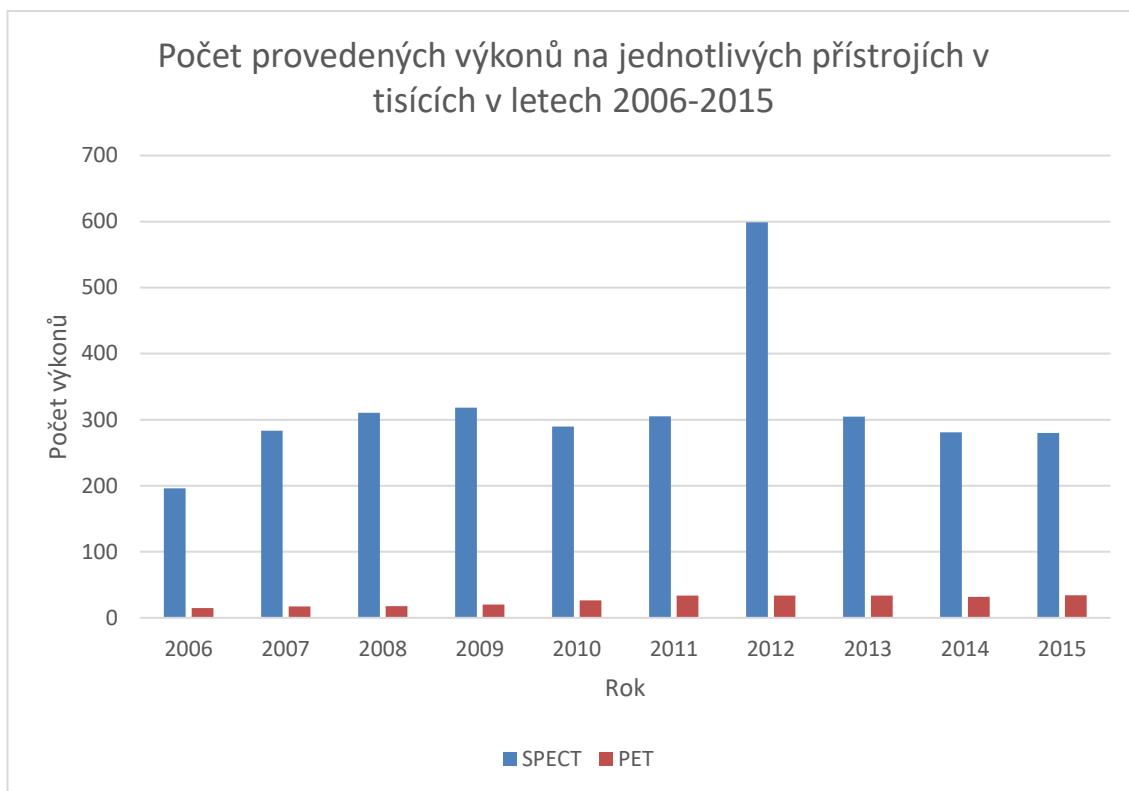
Rok		2006	2015
Počet přístrojů	CT	130	161
	Diagnostické RTG	2107	2016
	Mamograf	143	106
	Zubní RTG	4524	6386
	DSA	63	86
	MR	38	83
	SPECT	126	116
	PET	5	10

Od roku 2006 se počet CT přístrojů na 10 milionů obyvatel zvýšil o 19,3 %. Naopak počet diagnostických RTG přístrojů se k roku 2015 snížil, a to o 4,5 %. Také počet mamografů se k roku 2015 snížil o 35 %. Oproti roku 2006 vzrostl počet zubních RTG přístrojů o 29 %. Také se zvýšil počet DSA přístrojů od roku 2006 o 26,7 %. Počet magnetických rezonancí na 10 milionů obyvatel se zvýšil o 54,2 %. Počet SPECT přístrojů se snížil o 8,6 %. Od roku 2006 se počet PET přístrojů na 10 milion obyvatel zvýšil o 50 %.

Počet výkonů na jednotlivých přístrojích v tisících



Obrázek 14: Počet provedených výkonů na jednotlivých přístrojích v tisících pro roky 2006 až 2015 (pro mamografické RTG v roce 2014 neproběhl úplný sběr dat)



Obrázek 15: Počet provedených výkonů v tisících na jednotlivých přístrojích pro roky 2006 až 2015

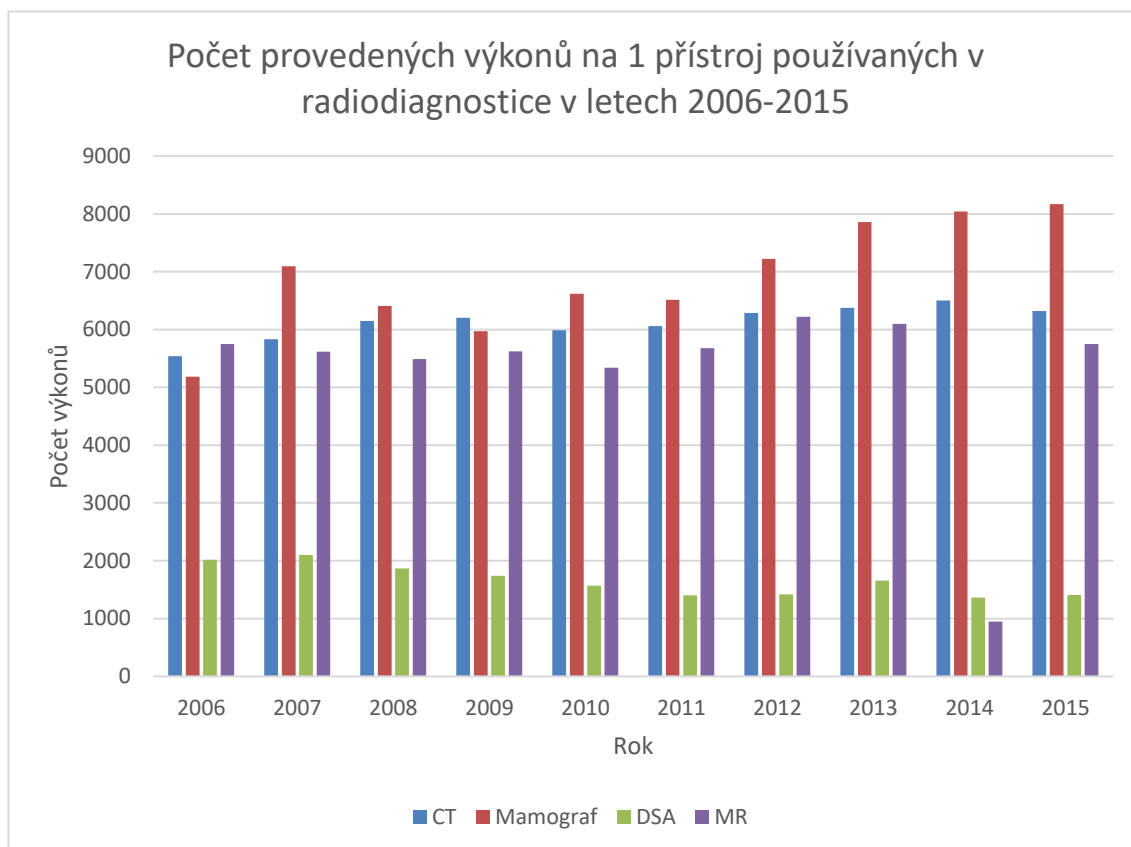
Tabulka 4: Srovnání počtu provedených výkonů v tisících na jednotlivých přístrojích v roce 2006 a 2015

Rok		2006	2015
Počet provedených výkonů	CT	742,5	1047,7
	Diagnostické RTG	9701,8	9066,1
	Mamograf	762	965,2
	Zubní RTG	3194,1	4519,9
	DSA	131	128,2
	MR	224,1	505,8
	SPECT	196,1	280
	PET	15	34,3

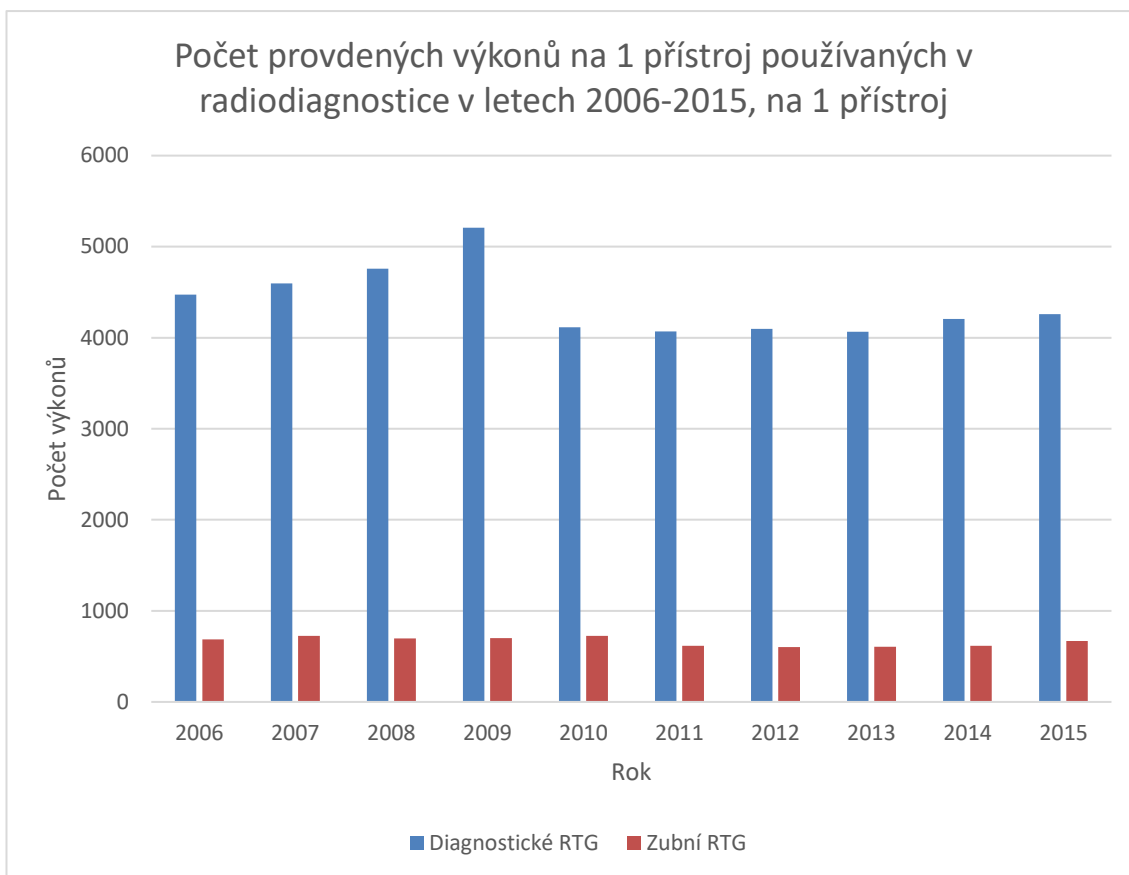
Od roku 2006 vzrostl počet výkonů na CT přístroji o 29,1 %. Naopak u diagnostických RTG přístrojů došlo ke snížení počtu výkonů, a to o 7 %. Počet výkonů se zvýšil u mamografů o 21,1 %. Ke zvýšení počtů výkonů došlo i u zubních RTG přístrojů, a to o 29,3 %. Oproti roku 2006 se snížil počet výkonů na digitálních subtrakčních angiografiích o 2,2 %. U magnetických rezonancí se počet výkonů zvýšil

více než dvojnásobně oproti roku 2006, a to o 55,7 %. Také u SPECT přístrojů se počet výkonů zvýšil, v tomto případě o 30 % od roku 2006. Dále vzrostl počet výkonů na PET přístroji, také více než dvojnásobně, a to o 56,3 %.

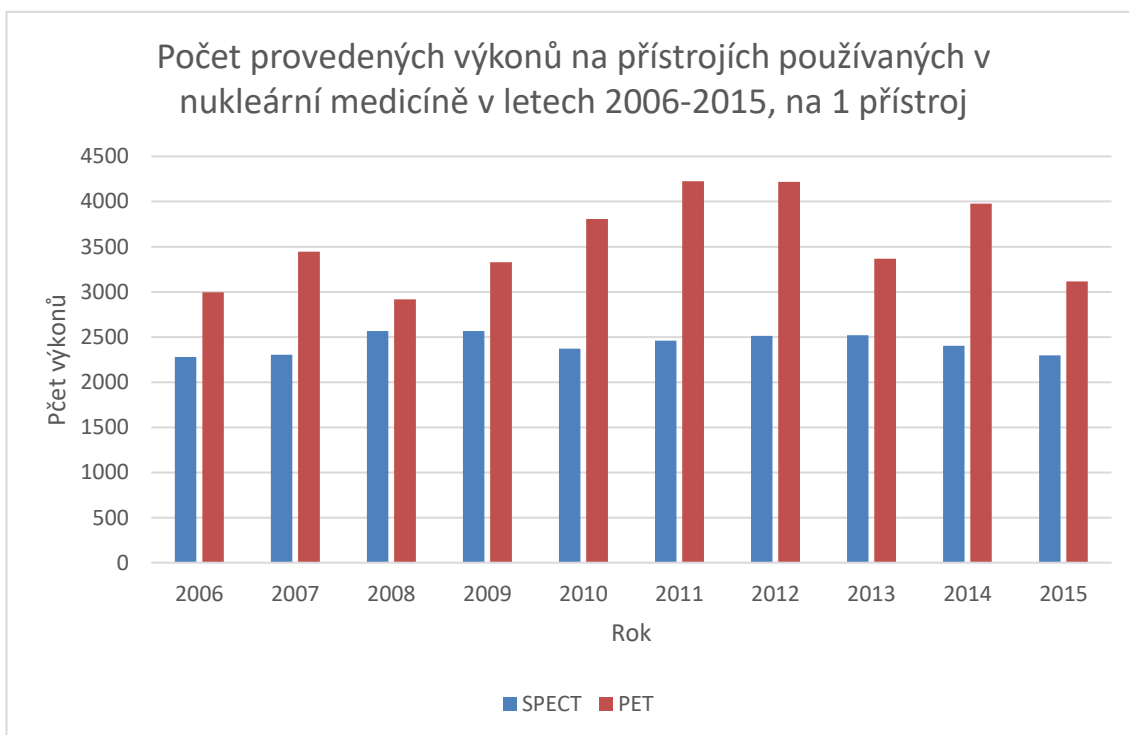
Počet výkonů na jeden přístroj



Obrázek 16: Počet výkonů na 1 přístroj pro roky 2006 až 2015 (pro mamografické RTG v roce 2014 neproběhl úplný sběr dat)



Obrázek 17: Počet provedených výkonů na 1 přístroj pro roky 2006 až 2015 (pro zubní RTG v roce 2014 neproběhl úplný sběr dat)



Obrázek 18: Počet provedených výkonů na 1 přístroj pro roky 2006 až 2015

Tabulka 5: Srovnání počtu výkonů na 1 přístroj pro rok 2006 a 2015

Rok		2006	2015
Počet výkonů	CT	5540,8	6321,8
	Diagnostické RTG	4475	4260,4
	Mamograf	5183,4	8167,8
	Zubní RTG	686,3	670,6
	DSA	2015,9	1409
	MR	5747,1	5747,6
	SPECT	2277,8	2295,3
	PET	2993,6	3115,5

Počet výkonů na jednom CT přístroji se od roku 2006 zvýšil o 12,4 %. Na jednom diagnostickém RTG přístroji se počet výkonů od roku 2006 snížil o 5 %. Na jeden mamografický přístroj k roku 2015 připadlo 8167,8 výkonů, tedy o 36,5 % více než v roce 2006. Naopak na jednom přístroji zubního RTG se počet výkonů snížil o 2,3 %. Také na jeden DSA přístroj připadá méně výkonů od roku 2006, a to o 43 %. K nepatrnému zvýšení počtu výkonů došlo u magnetické rezonance od roku 2006, a to pouze o 0,008 %. Podobný stav se objevuje i u SPECT přístrojů, kdy na jeden přístroj bylo v roce 2015 provedeno pouze o 0,8 % výkonů více. Na jednom PET přístroji je oproti roku 2006 vykonáno o 3,9 % výkonů více.

Přístrojové vybavení ve zdravotnických zařízeních k 31.12.2015

Tabulka 6: Přístrojové vybavení ve zdravotnických zařízeních – počet přístrojů celkem (skiagrafické, skiaskopické, digitální subtrakční angiografie, CT, mamografické, zubní RTG, SPECT, PET, MR)

Přístrojové vybavení	počet přístrojů
	celkem
Diagnostické RTG skiagrafické staiconární(bez digitalizace)	150
Diagnostické RTG skiagrafické mobilní	393
Diagnostické RTG skiagrafické s přímou digitalizací	186
Diagnostické RTG skiagrafické s nepřímou digitalizací	429
Diagnostické RTG systémy pro archivaci a přenos snímku(PACS)	246
Diagnostické RTG skiaskopické a skiagrafické mobilní s C ramenem	442
Diagnostické RTG skiaskopicko - skiagrafický- konvenční	50
Diagnostické RTG skiaskopicko - skiagrafický s digitalizací	116
Diagnostické RTG konvenční angiokomplety	4
Diagnostické RTG digitální angiokomplety (s DSA) II. Kategorie	24
Diagnostické RTG digitální angiokomplety (s DSA) IB. Kategorie	48
Diagnostické RTG digitální angiokomplety (s DSA) IA. Kategorie	19
Diagnostické RTG speciální kardiokomplety	40
Diagnostické RTG CT konvenční	5
Diagnostické RTG CT spirální: 1-2 řady detektorů	5
Diagnostické RTG CT spirální: 4-12 řad detektorů	13
Diagnostické RTG CT spirální:16 a více řad detektorů	147
Diagnostické RTG mamografické II. kategorie	67
Diagnostické RTG mamografické I. kategorie	45
Diagnostické RTG zubní intraorální	7
Diagnostické RTG zubní panoramatický	5187
Diagnostické RTG zubní extraorální a nespécifikované	128
Scintilační gama kamery planární	33
Scintilační gama kamery SPECT s 1 detektorem	5
Scintilační gama kamery SPECT s 2 a více detektory	84
PET bez CT	1
PET s CT	10
MR nad 1,5 T	17
MR 1-1,5 T	65
MR pod 1 T	2
MR pod 0,5 T	4

Tabulka 7: Přístrojové vybavení ve zdravotnických zařízeních – dle počtu provedených výkonů na 1 tisíc obyvatel, 1 přístroj a počet provedených výkonů v tisících (skiagrafické, skiaskopické, digitální subtrakční angiografie, CT, mamografické, zubní RTG, SPECT, PET, MR)

Přístrojové vybavení	počet provedených výkonů	
	v tisících	na 1 přístroj
Diagnostické RTG skiagrafické stacionární(bez digitalizace)	574,1	3827
Diagnostické RTG skiagrafické mobilní	227,4	579
Diagnostické RTG skiagrafické s přímou digitalizací	3391	18231
Diagnostické RTG skiagrafické s nepřímou digitalizací	3908,9	9112
Diagnostické RTG systémy pro archivaci a přenos snímku(PACS)		
Diagnostické RTG skiaskopické a skiagrafické mobilní s C ramenem	231,4	524
Diagnostické RTG skiaskopicko - skiagrafický - konvenční	97,1	1943
Diagnostické RTG skiaskopicko - skiagrafický s digitalizací	326,2	2812
Diagnostické RTG konvenční angiokomplety	3,2	795
Diagnostické RTG digitální angiokomplety (s DSA) II. Kategorie	20,1	837
Diagnostické RTG digitální angiokomplety (s DSA) IB. Kategorie	77,1	1607
Diagnostické RTG digitální angiokomplety (s DSA) IA. Kategorie	31	1632
Diagnostické RTG speciální kardiokomplety	67,5	1687
Diagnostické RTG CT konvenční	2,8	3560
Diagnostické RTG CT spirální: 1-2 řady detektorů	13,1	2624
Diagnostické RTG CT spirální: 4-12 řad detektorů	54,6	4201
Diagnostické RTG CT spirální: 16 a více řad detektorů	1004,2	6831
Diagnostické RTG mamografické II. kategorie	620,6	9262
Diagnostické RTG mamografické I. kategorie	344,6	7658
Diagnostické RTG zubní intraorální	2,9	410
Diagnostické RTG zubní panoramatický	3558,2	686
Diagnostické RTG zubní extraorální a nespecifikované	40,7	318
Scintilační gama kamery planární	40,5	1228
Scintilační gama kamery SPECT s 1 detektorem	11,8	2361
Scintilační gama kamery SPECT s 2 a více detektory	227,7	2711
PET bez CT	4,1	4107
PET s CT	30,2	3016
MR nad 1,5 T	67,9	3993
MR 1-1,5 T	422,4	6498
MR pod 1 T	7,4	3689
MR pod 0,5 T	8,2	2042

3.2 Porovnání radiační zátěže

V této kapitole srovnávám radiační zátěže ze dvou nemocnic. Jedná se o Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenskou nemocnici. Data jsem vybrala z roku 2012-2016 a v každém roce jsem na jednotlivém přístroji vyhledala vyšetření mozku bez použití kontrastní látky a zapsala dávku z vyšetření. Celkem jsem tedy nasbírala 200 dávek. Tyto dávky mám zapsané pro úplnost mé práce, stěžejním je počet vyšetřených pacientů v jednotlivých nemocnicích v jednotlivých letech.

Tabulka 8: Dávky z vyšetření mozku z Fakultní nemocnice v Motole na přístrojích Somatom Siemens a Toshiba Aquilion PRIME

Přístroj		Somatom Siemens			Toshiba Aquilion PRIME	
		2012	2013	2014	2015	2016
		DLP (mGy.cm)				
Vyšetření	1	912	929	1001	944,6	911,3
	2	1147	941	913	1092,5	955,1
	3	1064	982	863	922,9	933,2
	4	1044	968	1013	925,0	955,1
	5	974	960	937	901,3	1008,4
	6	951	999	916	949,8	867,6
	7	913	994	931	933,2	955,1
	8	940	912	984	1021,1	1080,6
	9	969	1034	945	944,5	960,3
	10	999	1081	951	901,3	1130,1

Tabulka 9: Dávka z vyšetření mozku z Fakultní nemocnice v Motole na přístroji Toshiba Aquilion 64

Přístroj		Toshiba Aquilion One (64)				
		2012	2013	2014	2015	2016
		DLP (mGy.cm)				
Vyšetření	1	625,0	659,8	705,8	871,2	595,4
	2	605,0	698,0	740,0	848,3	1074,0
	3	638,0	834,4	791,7	679,5	721,2
	4	777,9	715,8	522,8	653,9	546,7
	5	789,5	797,7	643,0	1434	595,4
	6	459,8	620,0	584,0	681,7	733,1
	7	746,6	735,6	1033,1	794,8	725,5
	8	659,3	816,5	717,2	553,2	863,3
	9	867,6	788,9	716,1	848	899,6
	10	1108,4	686,6	825,1	547	631,6

Tabulka 10: Dávky z vyšetření mozku z Ústřední vojenské nemocnice na přístroji Philips

Přístroj		Philips				
		2012	2013	2014	2015	2016
		DLP (mGy.cm)				
Vyšetření	1	944,1	1004,1	1002,9	1197,0	746,0
	2	1122,1	1124,5	1003,5	984,1	580,3
	3	1094,3	1034,2	1064,0	1054,6	785,3
	4	1064,3	1064,3	1018,5	1181,0	823,8
	5	1034,2	1124,5	1003,9	823,1	810,7
	6	1184,5	1034,2	943,2	827,3	772,4
	7	1124,5	1767,8	938,8	1117,4	904,5
	8	974,0	1175,7	952,1	1162,2	792,2
	9	1175,7	1081,3	998,3	820,6	1082,0
	10	1214,6	853,9	981,5	782,8	837,9

Tabulka 11: Dávky z vyšetření mozku z Ústřední vojenské nemocnice na přístroji Toshiba

Přístroj		Toshiba				
		2012	2013	2014	2015	2016
		DLP (mGy.cm)				
Vyšetření	1	1593,8	917,0	1003,7	1017,8	1030,3
	2	1513,4	1083,3	950,7	967,4	897,7
	3	1458,8	1003,7	977,3	1093,5	891,7
	4	1535,2	977,3	942,2	1003,7	866,5
	5	1633,9	992,7	1093,5	992,7	891,7
	6	1714,3	891,7	1056,8	1056,8	917,0
	7	1593,8	1043,1	917,0	1093,5	950,7
	8	1458,8	950,7	880,1	1043,1	1043,1
	9	1393	1017,8	1068,4	1030,3	1017,8
	10	1433,2	706,1	1030,3	1474,7	977,3

Tabulka 12: Srovnání počtu vyšetření pro roky 2012 až 2016 ve Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenské nemocnici

Celkový počet vyšetření pro roky 2012 až 2016		
Rok	FN Motol	ÚVN
2012	20720	17285
2013	20403	17625
2014	20359	19898
2015	21587	19826
2016	22398	20191
celkem	105467	94825

3.2.1 Radiační zátěž z jednotlivých vyšetření

V této kapitole porovnávám radiační zátěž z CT vyšetření mozku, srdce, plic a břicha za rok 2006 a rok 2016. Zároveň porovnávám radiační zátěž ze SPECT vyšetření mozku, plic, ledvin a srdce z roku 2006 a dále radiační zátěž z PET vyšetření mozku v roce 2006 a 2016.

Efektivní dávku u CT vyšetření lze spočítat pomocí DLP neboli dose length product, jenž se vztahuje na celý sken. Tento parametr se udává v mGy·cm a po vynásobení s konverzním faktorem E_{DLP} , jež je stanoven pro určitou oblast vyšetření, např. mozek, získáme efektivní dávku.

$$E = DLP \cdot E_{DLP} \text{ [mSv]}$$

E=efektivní dávka

DLP=dose length product

E_{DLP} =konverzní faktor pro danou oblast

U každého vyšetření, tedy pro mozek, srdce, plíce a břicho jsem nasbírala DLP hodnotu u padesáti pacientů a následně jsem z těchto hodnot vypočítala průměr a vynásobila E_{DLP} . Tímto jsem zjistila průměrnou efektivní dávku z jednotlivých vyšetření za rok 2006 a 2016. Hodnoty DLP z roku 2006 a 2007 jsou pouze celá čísla, naopak v roce 2016 se zvýšila přesnost DLP na jedno desetinné číslo. Konverzní faktory pro výpočet efektivní dávky jsem čerpala z evropských pokynů pro CT. (<http://www.drs.dk>)

Tabulka 13: Porovnání radiční zátěže z CT vyšetření mozku v roce 2006 a 2016

ÚVN-CT mozku					
	2006	2016		2006	2016
Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]	Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]
1	670	750,6	26	657	785,1
2	661	715,3	27	743	770,3
3	610	774,1	28	729	780,2
4	693	792,0	29	774	638,1
5	697	779,2	30	660	482,1
6	646	773,7	31	679	523,2
7	688	779,1	32	742	477,6
8	807	999,2	33	770	998,4
9	720	779,3	34	746	772,0
10	642	870,7	35	725	719,5
11	765	829,8	36	1067	749,8
12	647	739,5	37	1062	404,3
13	706	720,6	38	734	785,3
14	634	731,2	39	729	985,7
15	810	741,3	40	711	939,9
16	651	762,2	41	715	763,0
17	720	741,6	42	711	483,2
18	702	766,1	43	656	722,0
19	902	777,7	44	738	730,0
20	661	794,4	45	807	450,6
21	656	777,5	46	679	832,0
22	620	844,5	47	701	641
23	665	943,4	48	743	711
24	697	806,4	49	733	725,4
25	597	851,7	50	742	664

Tabulka 14: Průměrné DLP z CT mozku a efektivní dávka z vyšetření v roce 2006 a 2016

	2006		2016	
Průměrné DLP	720	mGy·cm	748	mGy·cm
Minimální DLP	597	mGy·cm	404,3	mGy·cm
Maximální DLP	1067	mGy·cm	999,2	mGy·cm
Konverzní faktor	0,0023	mSv·(mGy·cm ⁻¹)	0,0023	mSv·(mGy·cm ⁻¹)
Efektivní dávka	1,66	mSv	1,72	mSv

Průměrná efektivní dávka v roce 2006 u nativního vyšetření mozku byla 1,66 mSv, v roce 2016 na přístroji Philips byla tato dávka 1,72 mSv. Došlo tedy k mírnému zvýšení o 0,06 mSv. Minimální hodnota DLP u vyšetření mozku v roce 2006 byla 597 mGy·cm, v roce 2016 404,3 mGy·cm. Maximální hodnota DLP u vyšetření mozku v roce 2006 byla 1067 mGy·cm, v roce 2016 se maximální hodnota snížila na 999,2 mGy·cm.

Tabulka 15: Porovnání radiační zátěže z CT vyšetření srdce z roku 2007 a 2016

CT srdce					
	2007	2016		2007	2016
Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]	Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]
1	2089	314,6	26	1431	497,9
2	1024	229,2	27	1662	600,4
3	1380	421,6	28	1438	209,6
4	934	1702,7	29	1114	323,0
5	1140	1044,5	30	1423	255,3
6	1024	476,1	31	910	185,2
7	942	307,6	32	1564	744,8
8	994	444,3	33	714	1429,7
9	1183	533,1	34	1098	217,2
10	1277	1054,3	35	1378	253,2
11	1409	1596,4	36	1810	2356,2
12	1681	407,6	37	714	774,2
13	2963	917,3	38	823	961,0
14	1491	454,8	39	1128	1828,1
15	721	248,6	40	1625	1017,6
16	1483	287,6	41	1164	566,9
17	741	1910,3	42	944	1271,7
18	1304	837,6	43	952	1491,0
19	667	382,4	44	1343	1157,5
20	1281	349,0	45	1421	1433,9
21	1588	190,6	46	1939	621,8
22	645	275,4	47	1497	298,9
23	1102	2292	48	1033	1887,3
24	778	2543,1	49	811	1576,3
25	1008	579,8	50	2096	1913,0

Tabulka 16: Průměrné DLP z CT srdce a efektivní dávka z vyšetření v roce 2007 a 2016

	2007		2016	
Průměrné DLP	1257,6	mGy·cm	873	mGy·cm
Minimální DLP	645	mGy·cm	185,2	mGy·cm
Maximální DLP	2963	mGy·cm	2543,1	mGy·cm
Konverzní faktor	0,017	mSv·(mGy·cm ⁻¹)	0,017	mSv·(mGy·cm ⁻¹)
Efektivní dávka	21,4	mSv	14,9	mSv

Průměrná efektivní dávka v roce 2007 ve Fakultní nemocnici Motol při vyšetření srdce byla 21,4 mSv, v roce 2016 v Ústřední vojenské nemocnici byla průměrná efektivní dávka ze stejného vyšetření 14,9 mSv. Jedná se tedy o velký rozdíl během devíti let, o 6,5 mSv. Minimální hodnota DLP v roce 2007 byla 645 mGy·cm, v roce 2016 se snížila na 185,2 mGy·cm. Maximální hodnota DLP byla v roce 2007 2963 mGy·cm, v roce 2017 se také snížila na 2543,1 mGy·cm.

Tabulka 17: Porovnání radiční zátěže z CT vyšetření plic z roku 2006 a 2016

ÚVN-CT plic					
	2006	2016		2006	2016
Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]	Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]
1	157	412,9	26	430	313,6
2	399	283,6	27	387	386,1
3	175	175,7	28	202	383,0
4	389	333,4	29	194	402,2
5	269	243,3	30	171	358,2
6	430	472,1	31	152	454,7
7	387	572,8	32	195	1668,6
8	202	452,4	33	203	424,4
9	151	375,0	34	155	296,0
10	219	405,5	35	177	380,3
11	203	380,8	36	172	633,5
12	178	413,0	37	391	552,7
13	171	390,9	38	157	261,5
14	514	394,9	39	399	281,5
15	361	367,0	40	177	402,7
16	207	447,3	41	167	306,2
17	197	261,8	42	193	433,5
18	166	420,2	43	151	362,4
19	197	310,7	44	180	479,5
20	171	462,2	45	374	1868,8
21	319	1695,1	46	179	431,3
22	166	1951,7	47	169	296,7
23	175	471,5	48	187	478,9
24	389	390,9	49	418	327,5
25	269	333,3	50	167	399,4

Tabulka 18: Průměrné DLP z CT plic a efektivní dávka z vyšetření v roce 2006 a 2016

	2006		2016	
Průměrné DLP	244	mGy·cm	500	mGy·cm
Minimální DLP	151	mGy·cm	175,7	mGy·cm
Maximální DLP	514	mGy·cm	1951,7	mGy·cm
Konverzní faktor	0,017	mSv·(mGy·cm ⁻¹)	0,017	mSv·(mGy·cm ⁻¹)
Efektivní dávka	4,2	mSv	8,5	mSv

Průměrná efektivní dávka v roce 2006 u vyšetření plic nativně i s podáním kontrastní látky byla 4,2 mSv, ale v roce 2016 u vyšetření plic a mediastina s podáním kontrastní látky intravenózně činila průměrná efektivní dávka 8,5 mSv. Což je tedy rozdíl o 4,3 mSv. Minimální hodnota DLP u vyšetření plic v roce 2006 byla 151 mGy·cm, v roce 2016 175,7 mGy·cm. Maximální hodnota DLP u vyšetření plic v roce 2006 byla 514 mGy·cm a v roce 2016 již 1951,7 mGy·cm.

Tabulka 19: Porovnání radiační zátěže u CT vyšetření břicha v roce 2007 a 2016

ÚVN-CT břicha					
	2007	2016		2007	2016
Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]	Číslo měření	DLP[mGy·cm]	DLP[mGy·cm]
1	2095	2050,2	26	499	1846,6
2	1416	555,2	27	483	2867,0
3	850	1731,5	28	1010	936,3
4	751	1598,5	29	934	2256,3
5	704	2075,3	30	1049	1719,2
6	584	1719,3	31	488	2376,6
7	1570	1661,9	32	868	1401,4
8	549	1675,1	33	605	1767,0
9	1181	1879,1	34	1178	2192,2
10	1401	3258,0	35	577	1652,7
11	1120	1841,6	36	984	3682,6
12	778	2792,2	37	587	1996,8
13	1072	1875,1	38	3047	1542,1
14	1930	1872,1	39	617	1845,3
15	868	1428,7	40	754	2430,2
16	1145	1598,1	41	671	1033,6
17	793	3936,2	42	1585	1896,2
18	745	1734,6	43	954	1696,2
19	839	1474,8	44	694	1549,6
20	1005	1251,7	45	521	2026,7
21	841	2796,2	46	1097	1700,3
22	766	1900,9	47	1934	2150,2
23	728	1966,4	48	796	1953,9
24	1151	1572,1	49	1394	1459,1
25	647	3339,0	50	2351	1835,4

Tabulka 20: Průměrné DLP z CT břicha a efektivní dávka z vyšetření v roce 2007 a 2016

	2007		2016	
Průměrné DLP	1024	mGy·cm	1948	mGy·cm
Minimální DLP	483	mGy·cm	555,2	mGy·cm
Maximální DLP	3047	mGy·cm	3936,2	mGy·cm
Konverzní faktor	0,015	mSv·(mGy·cm ⁻¹)	0,015	mSv·(mGy·cm ⁻¹)
Efektivní dávka	15,4	mSv	29,2	mSv

Průměrná efektivní dávka v roce 2007 u vyšetření břicha a pánve činila 15,4 mSv. V roce 2016 u CT vyšetření břicha a pánve s podáním kontrastní látky perorálně a intravenózně činila průměrná efektivní dávka 29,2 mSv. Minimální hodnota DLP u vyšetření břicha v roce 2007 byla 483 mGy·cm, v roce 2016 již 555,2 mGy·cm. Maximální hodnota DLP v roce 2007 byla 3047 mGy·cm, v roce 2016 se tato hodnota zvýšila na 3936,2 mGy·cm. Dávka se téměř zdvojnásobila.

Radiační zátěž u SPECT a PET vyšetření

Efektivní dávka u SPECT a PET vyšetření jsem vypočítala pomocí vzorce:

$$E_f = A \cdot k \quad [\text{mSv}]$$

E_f = efektivní dávka

A = aktivita

K = koeficient pro oblast vyšetření (mozek, plíce apod.) (Věstník Ministerstva Zdravotnictví ČR, 2015)

Tabulka 21: Porovnání efektivních dávek u SPECT vyšetření z roku 2006 a 2016

	2006	2016
	[mSv]	
SPECT mozku	6,0	6,0
SPECT myokardu	8,9	8,9
Perfuze plic	2,2	2,2
Ventilace plic	9,2	6,1
Dynamika ledvin	1,0	1,0

Tabulka 22: Porovnání efektivních dávek u PET vyšetření z roku 2006 a 2016

	2006	2016	
	[mSv]		DLP [mGy.cm]
PET mozku FDG	3,8	3,8	0,3542
PET mozku FLT		3,0	0,3542

Průměrná efektivní dávka u SPECT mozku, srdce, perfuze plic, dynamické scintigrafie ledvin a statické scintigrafie ledvin se během deseti let nezměnila, jelikož aktivita podávána pacientovi je stále stejná. Naopak průměrné efektivní dávky u scintigrafie plic-ventilace, došlo ke snížení, protože se zmenšila aplikovaná aktivita z 1500 MBq na 1000 MBq pro všechny hmotnosti. Dalším rozdílem je PET mozku, kdy v roce 2006 probíhalo PET vyšetření bez doplňujícího CT vyšetření a tím pádem pacient neobdržel efektivní dávku z CT vyšetření mozku, jež v roce 2016 činila 0,35 mSv. Všechny tyto efektivní dávky jsou vypočítány z aktivity pro pacienta, který váží 70 kg. Největším rozdílem oproti efektivní dávce z CT vyšetření je ten, že při CT vyšetření pacient obdrží dávku pouze pro vybranou oblast vyšetření jako je mozek atd., ovšem při vyšetření v nukleární medicíně je pacientovi podáno radiofarmakum, které se rozšíří do celého těla.

3.2.2 SWOT analýza

Tabulka 23: SWOT analýza pro CT

	POMOCNÉ (k dosažení cíle)	ŠKODLIVÉ (k dosažení cíle)
VNITŘNÍ (atributy metody)	<p>STRENGTHS (silné stránky)</p> <ul style="list-style-type: none"> - zobrazení kostí a orgánů, - získání příčných řezů pacienta, - vhodné pro okamžitou diagnostiku, - získání dat o morfologii těla - následné rekonstrukce (3D, VRT apod.), - možnost vyšetřit pacienta od mozku až po končetiny bez chirurgického zásahu do těla, - díky kontrastní látce lze zjistit patologii, - pod CT kontrolou lze provádět intervenční výkony, - pacient po vyšetření může odejít. 	<p>WEAKNESSES (slabé stránky)</p> <ul style="list-style-type: none"> - nedostatečné rozlišení měkkých tkání, - hůře proveditelné dynamické snímky, - radiační zátěž pro pacienta (pouze lokální), - možná alergická reakce na kontrastní látky.
VNĚJŠÍ (atributy prostředí)	<p>OPPORTUNITIES (příležitosti)</p> <ul style="list-style-type: none"> - přijatelné vstupní náklady, - vysoká dostupnost přístroje v ČR - 170, - pouze vstupní náklady, následně již provozní náklady, - nevzniká radioaktivní odpad, - zhruba 1 milion vyšetření ročně. 	<p>THREATS (hrozby)</p> <ul style="list-style-type: none"> - nutnost kvalifikovaného personálu, - nároky na technické vybavení, - nedostatek v ČR radiologických asistentů, techniků a fyziků.

Tabulka 24: SWOT analýza pro SPECT

	<p style="text-align: center;">POMOCNÉ (k dosažení cíle)</p>	<p style="text-align: center;">ŠKODLIVÉ (k dosažení cíle)</p>
<p>VNITŘNÍ (atributy metody)</p>	<p style="text-align: center;">STRENGTHS (silné stránky)</p> <ul style="list-style-type: none"> - funkční vyšetření mozku, plic, ledvin, srdce, skeletu apod., - díky radiofarmaku lze zjistit např. zánět v těle, když jsou všechny možnosti již vyčerpány, - během jednoho vyšetření lze zjistit všechny procesy v celém těla-SPECT skeletu, - iterativní rekonstrukce, zpětná filtrovaná rekonstrukce, - morfologii lze doplnit low dose CT. 	<p style="text-align: center;">WEAKNESSES (slabé stránky)</p> <ul style="list-style-type: none"> - nutnost aplikovat radiofarmakum, - celotělová radiační zátěž pacienta - distribuce radiofarmaka po celém těle, - pacienta je někdy nutno po výkonu hospitalizovat, - doba trvání vyšetření, hospitalizace pacienta, - požadavek na zvýšený příjem tekutin pacientem
<p>VNĚJŠÍ (atributy prostředí)</p>	<p style="text-align: center;">OPPORTUNITIES (příležitosti)</p> <ul style="list-style-type: none"> - přijatelné vstupní náklady, - střední dostupnost přístroje v ČR - 122, - vstupní náklady, poté přijatelné provozní náklady, - zhruba 300 tisíc vyšetření ročně. 	<p style="text-align: center;">THREATS (hrozby)</p> <ul style="list-style-type: none"> - náklady na nákup radiofarmak, - práce s otevřenými zářiči, - vznik radioaktivního odpadu, - použití radioizotopového zdroje, - kvalifikovaný personál, - dekontaminační přístroje, přístroje na měření aktivity, - nutnost monitorování výpustí a okolí, - speciálně upravené oddělení i s lůžkovou částí, - radiační zátěž i pro personál (příprava, aplikace, likvidace), nedostatek v ČR radiologických asistentů, techniků a fyziků.

Tabulka 25: SWOT analýza pro PET

	<p>POMOCNÉ (k dosažení cíle)</p>	<p>ŠKODLIVÉ (k dosažení cíle)</p>
<p>VNITŘNÍ (atributy metody)</p>	<p>STRENGTHS (silné stránky)</p> <ul style="list-style-type: none"> - vyšetření pomocí FDG, které se akumuluje v nádoru - při vyšetření mozku na průkaz epileptického ložiska - morfologii lze doplnit low dose CT 	<p>WEAKNESSES (slabé stránky)</p> <ul style="list-style-type: none"> - nutnost podat radiofarmakum - celotělová radiační zátěž pacienta – distribuce radiofarmaka po celém těle, - dva dny před vyšetřením bez fyzické námahy - při vysoké glykémii nutnost vyšetření odložit - požadavek na zvýšený příjem tekutin pacientem
<p>VNĚJŠÍ (atributy prostředí)</p>	<p>OPPORTUNITIES (příležitosti)</p> <ul style="list-style-type: none"> - vyšetření nejčastěji indikovaná neurologií, onkologií a kardiologií, - zhruba 35 tisíc vyšetření ročně, - dostupnost přístroje v ČR – 11. 	<p>THREATS (hrozby)</p> <ul style="list-style-type: none"> - vysoké vstupní náklady, - náklady na nákup radiofarmak, - práce s otevřenými zářiči, - vznik radioaktivního odpadu, - použití radioizotopového zdroje, - kvalifikovaný personál, - dekontaminační přístroje, přístroje na měření aktivity, - nutnost monitorování výpustí a okolí, - speciálně upravené oddělení i s lůžkovou částí, - radiační zátěž i pro personál (příprava, aplikace, likvidace), - nedostatek v ČR radiologických asistentů, techniků a fyziků.

4 Výsledky

Dle tabulky číslo 2 je patrné, že se počet přístrojového vybavení zvýšil. Zvláště CT, zubní RTG, DSA, MR, SPECT a PET. Naopak počet mamografických a diagnostických přístrojů se snížil.

Tabulka 26: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015

Rok		2006	2015
Přístrojové vybavení	CT	134	170
	Diagnostické RTG	2168	2128
	Mamograf	147	112
	Zubní RTG	4654	6740
	DSA	65	91
	MR	39	88
	SPECT	130	122
	PET	5	11

V tabulce číslo 3 je porovnáno přístrojové vybavení v roce 2006 a 2015 na 10 milionů obyvatel. Počet CT přístrojů vzrostl o 31 přístrojů, stejně tak se zvýšil počet zubních RTG přístrojů, dále digitální subtrakční angiografie, MR i PET přístrojů. Naopak počet diagnostických a mamografických rentgenů se snížil.

Tabulka 27: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015 na 10 milionů obyvatel

Rok		2006	2015
Počet přístrojů	CT	130	161
	Diagnostické RTG	2107	2016
	Mamograf	143	106
	Zubní RTG	4524	6386
	DSA	63	86
	MR	38	83
	SPECT	126	116
	PET	5	10

V tabulce číslo 4 je zapsáno srovnání přístrojového vybavení dle počtu výkonů v tisících v roce 2006 a 2015. Počet výkonů na CT přístrojích od roku 2006 vzrostl skoro o 300 000 výkonů. Další počet výkonů vzrostl oproti roku 2006 na mamografickém přístroji, a to o 200 000 výkonů. Na zubním RTG přístroji vzrostl počet výkonů o 140 000 oproti roku 2006. Počet výkonů na magnetické rezonanci také vzrostl o více než polovinu, a to o 276 000 výkonů. Stejně tak i počet výkonů na PET přístroji se více než zdvojnásobil, a to o 19 000 výkonů. Naopak u diagnostického RTG, digitální subtrakční angiografie a jednofotonové emisní tomografie se počet výkonů snížil.

Tabulka 28: Srovnání počtu provedených výkonů v tisících

Rok		2006	2015
Počet provedených výkonů	CT	742,5	1047,7
	Diagnostické RTG	9701,8	9066,1
	Mamograf	762	965,2
	Zubní RTG	3194,1	4519,9
	DSA	131	128,2
	MR	224,1	505,8
	SPECT	196,1	280
	PET	15	34,3

V tabulce číslo 5 je srovnání počtu provedených výkonů na 1 přístroj pro rok 2006 a 2015. Na 1 CT přístroj k roku 2015 připadá o 780 provedených výkonů více než v roce 2006. Na 1 mamografický rentgen připadá 8167 provedených výkonů, což je o 3000 výkonů více než v roce 2006. Na 1 jednofotonovou emisní tomografii připadá pouze o 18 provedených výkonů více a na 1 pozitronovou emisní tomografii připadá 3115 provedených výkonů, tedy o 122 vyšetření více. Oproti tomu, na diagnostickém RTG, zubním RTG, digitální subtrakční angiografii se počet provedených výkonů na 1 přístroj snížil. Na MR zůstává počet provedených výkonů na 1 přístroj téměř stejný, změna je o 0,5 výkonů.

Tabulka 29: Srovnání počtu výkonů na 1 přístroj pro rok 2006 a 2015

Rok		2006	2015
Počet výkonů	CT	5540,8	6321,8
	Diagnostické RTG	4475	4260,4
	Mamograf	5183,4	8167,8
	Zubní RTG	686,3	670,6
	DSA	2015,9	1409
	MR	5747,1	5747,6
	SPECT	2277,8	2295,3
	PET	2993,6	3115,5

V tabulce číslo 12 je srovnání počtu vyšetření v Ústřední vojenské nemocnici a Fakultní nemocnici v Motole. Od roku 2012 se počet vyšetření v Nemocnici v Motole vzrostl téměř o 2000. Oproti roku 2012 se počet vyšetření v ÚVN zvýšil skoro o 3000.

Tabulka 30: Srovnání počtu vyšetření pro roky 2012 až 2016 ve Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenské nemocnici

Celkový počet vyšetření pro roky 2012 až 2016		
Rok	FN Motol	ÚVN
2012	20720	17285
2013	20403	17625
2014	20359	19898
2015	21587	19826
2016	22398	20191
celkem	105467	94825

Radiační zátěž u CT vyšetření mozku se zvýšila pouze o 0,06 mSv. Efektivní dávka u srdce se snížila až o 6,5 mSv, což je velký pokles, vzhledem k náročnosti vyšetření, kdy se srdce neustále pohybuje a je nutná synchronizace s EKG. Následně u vyšetření plic se efektivní dávka zvýšila o 4,3 mSv a efektivní dávka u vyšetření břicha s podáním kontrastní látky perorálně i intravenózně se zvýšila o 13,8 mSv. S novějšími

technologemi se tedy mírně zvýšila efektivní dávka, ovšem snímky jsou mnohem kvalitnější a vyšetření je stále velmi přínosné pro diagnostiku.

Tabulka 31: Porovnání efektivních dávek v roce 2006 a 2016

Efektivní dávka	2006	2016
Mozek	1,66 mSv	1,72 mSv
Srdce	21,4 mSv	14,9 mSv
Plíce	4,2 mSv	8,5 mSv
Břícho	15,4 mSv	29,2 mSv

Radiační zátěž u SPECT a PET vyšetření se během deseti let příliš nezměnila, jelikož aktivita aplikovaná pacientovi je stále stejná. Ke změně došlo, u scintigrafie plic-ventilaci, kdy se změnila aplikovaná aktivita a tím i zátěž pro pacienta. Další změna nastala u PET vyšetření mozku, kdy se v roce 2006 neprovádělo následně CT vyšetření, ale v roce 2016 už je PET vyšetření spojeno s low dose CT vyšetřením, tudíž pacient obdrží efektivní dávku z radiofarmaka a také CT. Nelze ovšem tyto dávky sčítat, jelikož efektivní dávka u SPECT a PET vyšetření je rozložena po celém těle, kdežto u CT vyšetření je efektivní dávkou zatížena pouze vyšetřovaná oblast.

5 Diskuse

V praktické části jsem potvrdila narůst počtu přístrojů i počtu vyšetření. V případech snížení počtu přístrojů dochází stále ke zvýšení počtu výkonů.

Ve SWOT analýze porovnávám cenu, dostupnost, počet výkonů, počet přístrojů v České Republice a provozní náklady CT, SPECT a PET.

Tabulka 32: SWOT analýza

SWOT analýza			
	CT	SPECT	PET
Cena	přijatelná	přijatelná	vysoká
Dostupnost	vysoká	střední	nízká
Počet výkonů	zhruba 1 milion	280 000	34 300
Počet přístrojů v ČR	170	122	11
Provozní náklady	přijatelné	přijatelné	přijatelné

Ze SWOT analýzy je patrné, že nejlevnějším přístrojem je CT vyšetření, je také nejdostupnější, je na něm provedeno nejvíce výkonů, provozní náklady jsou přijatelné a počet CT přístrojů je mnohem vyšší než u ostatních přístrojů. Je nutné ovšem brát také ohled na to, že PET přístroje jsou v podstatě nové, a proto je možné očekávat jejich rozvoj.

U SWOT analýzy pro CT jsou hlavními vnitřními nevýhodami radiační zátěž, zobrazení měkkých tkání a možná alergie na kontrastní látky. Tyto nevýhody ovšem převyšují pozitiva jako je zobrazení kostí a orgánů, následná 3D rekonstrukce nebo virtuální endoskopie, kdy je možná pacienta vyšetřit bez velkého chirurgického zákroku v krátkém čase. CT vyšetření je hojně využíváno pro rychlou diagnostiku pacienta. Z vnějších podmínek je velikou výhodou nepoužívání radiofarmak a tím i nezbytné ničení radioaktivního odpadu. Dále náklady u CT přístroje jsou pouze vstupní, následné provozní náklady jsou minimální. Nevýhodou u vnějších podmínek je kvalifikovaný personál, jako je radiologický asistent, jenž je v České Republice nedostatek.

U SWOT analýzy pro SPECT vyšetření je u vnitřních podmínek hlavní výhodou funkční vyšetření srdce, plic, ledvin apod. Následně je možné vyšetření doplnit o low dose CT, kdy je možno získat morfolologii těla a iterativní nebo zpětnou rekonstrukcí zjistit patologii. Radiofarmakum, které je při tomto vyšetření podáváno se vychytává i například v zánětu, který se nedaří jiným způsobem zjistit. Hlavní nevýhodou je radiační zátěž,

kteřá je ovšem oproti CT vyšetření po celém těle a pacient musí zajistit dostatečný přísun tekutin, aby nezatížil orgány, kterými se radiofarmakum vylučuje. Může také nastat situace, kdy je nutné pacienta po aplikaci radiofarmaka hospitalizovat. Další nevýhodou je doba vyšetření, kdy od samotné aplikace radiofarmaka až po poslední skenování uběhnou až čtyři hodiny. Pozitivem u vnějších podmínek je počet přístrojů, kterých je v České Republice 122. Negativem je ovšem použití radioizotopů, kdy nemocnice musí zařídít zničení radioaktivního materiálu, zajistit monitorování pacientů, pracovníků, výpustí a okolí. Oddělení nukleární medicíny má také jiné požadavky oproti radiodiagnostickému oddělení, je nutné zajistit například dekontaminační sprchy nebo přístroje pro kontrolu osob.

PET vyšetření je vyšetření, které je relativní novinkou. V České Republice se toto vyšetření provádí od roku 2001. Nevýhodou je, že těchto přístrojů je v České Republice pouze jedenáct a deset z nich je ve fúzi s CT. Dále je tu stejná nevýhoda jako u SPECT a to použití radiofarmaka, které je nutno doručit do nemocnice a s tím spojené zásady, jež se musí na oddělení nukleární medicíny dodržovat. Stejně tak je nutné zničení radioaktivního odpadu a s tím spojené stavební prostory. Na oddělení musí být například vymírací místnost, dále se musí monitorovat okolí. Při PET vyšetření je nutné pacientovi podat radiofarmakum, kdy je pacient celotělově zatížen efektivní dávkou a pokud je nutné, je vyšetření doplněno i o CT a pacient obdrží i efektivní dávku z tohoto vyšetření. To vše stále převyšuje přínos tohoto vyšetření, které je nejčastěji indikované neurology, onkology a kardiology.

6 Závěr

V teoretické části jsem nejprve popsala historický vývoj výpočetní tomografie, dále vysvětlila princip klasické tomografie. V další kapitole jsem popsala jednotlivé generace výpočetních tomografií, a poté je srovnala mezi sebou, vzhledem k pořizovací ceně, počtu detektorů a skenovacímu času. V další části jsem popsala samotný princip výpočetní tomografie, také spirální CT, multi-slice CT, dual source a dual energy CT. Poté jsem popsala i princip jednofotonové emisní tomografie a pozitronové emisní tomografie. Pro kompletní popis teoretické části jsem na konec zařadila i kapitolu o magnetické rezonanci a ultrazvuku.

V praktické části jsem popsala a porovnávala přístrojové vybavení pro roky 2006 až 2015. Srovnávala jsem přístrojové vybavení, jeho stáří, počet provedených výkonů na 1 přístroj, ale také počet vyšetření na jednotlivých modalitách v tisících i počet provedených vyšetření na počet obyvatel. Tyto data jsem získala z Ústavu zdravotnických informací a statistiky v České Republice. Došla jsem k závěru, že tím, že se zvýšil počet vyšetření na vyšetřovacích metodách jako je CT, DSA, SPECT, PET apod. se zvýšila také celková radiační zátěž. Jako další příklad jsem přidala porovnání dvou nemocnic, kdy jsem získala počet vyšetření od roku 2012 do roku 2016 na CT přístrojích a tím, že se výkony během pěti let zvýšily až o 3 tisíce, se mi potvrdil můj závěr.

Dále jsem porovnávala radiační zátěž z jednotlivých vyšetření u CT, SPECT a PET. Největší změny jsem zaznamenala u CT vyšetření, kdy se efektivní dávka u CT mozku zvýšila pouze o 0,06 mSv a efektivní dávka u CT srdce snížila o 6,5 mSv. Dle mého názoru je to velký posun, jelikož je toto vyšetření náročné jak na provedení, tak pro pacienta. Ovšem efektivní dávka u vyšetření plic a břicha se zvětšila, jelikož došlo k většímu použití kontrastní látky při jednotlivých vyšetření. Například u břicha se podává kontrastní látka jak perorálně, tak i intravenózně a dochází k prodloužení skenování. Tím je ovšem vylepšen výsledek vyšetření a tím i lepší diagnostika pro pacienta.

Ve SWOT analýzách jsem porovnávala pro každou metodu hlavní výhody a nevýhody jak z vnitřních, tak vnějších podmínek, kdy u CT SPECT i PET je největším negativem radiační zátěž pacienta a na oddělení nukleární medicíny je nutné kvůli radiofarmakům dodržovat zvláštní zásady, které u CT nejsou nutností. Také jsem popsala vybavenost přístrojů v České Republice, kdy největším počtem přístrojů je výpočetní tomografie, poté jednofotonová emisní tomografie a na posledním místě pozitronová emisní tomografie.

Seznam použité literatury

- [1] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 9788073683351. (stránky 7-8)
- [2] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, 2015. ISBN 9788074921643.
- [3] VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 9788024431260.
- [4] CHMELOVÁ, Jana. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 8073682214.
- [5] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 9788024741086.
- [6] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 8090289614.
- [7] NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 8024410117.
- [8] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
- [9] HSIEH, Jiang. *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. Bellingham, WA: SPIE Optical Engineering Press, c2003. ISBN 0819444251.
- [10] KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 9788024440316.
- [11] VOTRUBOVÁ, Jana. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626199.
- [12] BUSHONG, Stewart C. *Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection*. Tenth edition. ISBN 9780323081351.
- [13] Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR. [Online] 2017, [Citace 17.4.2017] dostupné z [www. http://uzis.cz/rychle-informace/vyvoj-pristrojoveho-vybaveni-zdravotnickych-zarizeni-cr-letech-2006-2015](http://uzis.cz/rychle-informace/vyvoj-pristrojoveho-vybaveni-zdravotnickych-zarizeni-cr-letech-2006-2015)
- [14] Obrázek 3: 1. generace. [Online] 2017, [Citace 8.5.2017] dostupné z [www. https://cthub.blogspot.cz/2015/04/generations-of-ct-scanners.html](https://cthub.blogspot.cz/2015/04/generations-of-ct-scanners.html)
- [15] Evropské pokyny pro zajištění kvality pro výpočetní tomografii. [Online], [Citace 4.8.2017] dostupné z www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm
- [16] Věstník ministerstva zdravotnictví ČR. [Online]2010, [Citace 8.5.2017] dostupné z www.mzcr.cz/dokumenty/radiologicka-fyzika_8772_3050_3.html

Seznam tabulek

Tabulka 1: Srovnání jednotlivých generací v ceně, času skenování a počtu detektorů	21
Tabulka 2: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015	35
Tabulka 3: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015 na 10 milionů obyvatel.....	37
Tabulka 4: Srovnání počtu provedených výkonů v tisících na jednotlivých přístrojích v roce 2006 a 2015.....	38
Tabulka 5: Srovnání počtu výkonů na 1 přístroj pro rok 2006 a 2015	41
Tabulka 6: Přístrojové vybavení ve zdravotnických zařízeních – počet přístrojů celkem (skiagrafické, skiaskopické, digitální subtrakční angiografie, CT, mamografické, zubní RTG, SPECT, PET, MR).....	42
Tabulka 7: Přístrojové vybavení ve zdravotnických zařízeních – dle počtu provedených výkonů na 1 tisíc obyvatel, 1 přístroj a počet provedených výkonů v tisících (skiagrafické, skiaskopické, digitální subtrakční angiografie, CT, mamografické, zubní RTG, SPECT, PET, MR).....	43
Tabulka 8: Dávky z vyšetření mozku z Fakultní nemocnice v Motole na přístrojích Somatom Siemens a Toshiba Aquilion PRIME	44
Tabulka 9: Dávka z vyšetření mozku z Fakultní nemocnice v Motole na přístroji Toshiba Aquilion 64	44
Tabulka 10: Dávky z vyšetření mozku z Ústřední vojenské nemocnice na přístroji Philips	45
Tabulka 11: Dávky z vyšetření mozku z Ústřední vojenské nemocnice na přístroji Toshiba.....	45
Tabulka 12: Srovnání počtu vyšetření pro roky 2012 až 2016 ve Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenské nemocnici	46
Tabulka 13: Porovnání radiační zátěže z CT vyšetření mozku v roce 2006 a 2016	48
Tabulka 14: Průměrné DLP z CT mozku a efektivní dávka z vyšetření v roce 2006 a 2016	48
Tabulka 15: Porovnání radiační zátěže z CT vyšetření srdce z roku 2006 a 2016 ..	49
Tabulka 16: Průměrné DLP z CT srdce a efektivní dávka z vyšetření v roce 2007 a 2016	50
Tabulka 17: Porovnání radiační zátěže z CT vyšetření plic z roku 2006 a 2016	51

Tabulka 18: Průměrné DLP z CT plic a efektivní dávka z vyšetření v roce 2006 a 2016	51
Tabulka 19: Porovnání radiční zátěže u CT vyšetření břicha v roce 2007 a 2016	52
Tabulka 20: Průměrné DLP z CT břicha a efektivní dávka z vyšetření v roce 2007 a 2016	53
Tabulka 21: Porovnání efektivních dávek u SPECT vyšetření z roku 2006 a 2016	53
Tabulka 22: Porovnání efektivních dávek u PET vyšetření z roku 2006 a 2016	54
Tabulka 23: SWOT analýza pro CT	55
Tabulka 24: SWOT analýza pro SPECT	56
Tabulka 25: SWOT analýza pro PET	57
Tabulka 26: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015	58
Tabulka 27: Srovnání přístrojového vybavení v roce 2006 a 2015 na 10 milionů obyvatel.....	58
Tabulka 28: Srovnání počtu provedených výkonů v tisících.....	59
Tabulka 29: Srovnání počtu výkonů na 1 přístroj pro rok 2006 a 2015	60
Tabulka 30: Srovnání počtu vyšetření pro roky 2012 až 2016 ve Fakultní nemocnici v Motole a Ústřední vojenské nemocnici	60
Tabulka 31: Porovnání efektivních dávek v roce 2006 a 2016.....	61
Tabulka 32: SWOT analýza.....	62

Seznam obrázků

Obrázek 1: Princip klasické tomografie; (Bushong, 2013)	13
Obrázek 2: Porovnání CT snímků, a) snímek pořízený na 1. generaci CT (1971), b) snímek pořízený na CT GE Light Speed Scanner (2001); Computed Tomography, Hsieh (2003).....	16
Obrázek 3: Princip 1. generace CT;	17
Obrázek 4: Princip 2. generace CT; Computed Tomography, Hsieh (2003).....	18
Obrázek 5: Princip 3. generace CT; Computed Tomography, Hsieh (2003)	19
Obrázek 6: Princip 4. generace CT; Computed Tomography, Hsieh (2003)	20
Obrázek 7: Princip 5. generace CT; Computed Tomography, Hsieh (2003)	21
Obrázek 8: Vývoj přístrojového vybavení pro roky 2006 až 2015	33
Obrázek 9: Vývoj přístrojového vybavení pro roky 2006 až 2015	34
Obrázek 10: Vývoj přístrojového vybavení pro roky 2006 až 2015	34
Obrázek 11: Přístrojové vybavení pro roky 2006 až 2015 na 10 milionů obyvatel	35
Obrázek 12: Přístrojové vybavení pro roky 2006 až 2015 na 10 milionů obyvatel	36
Obrázek 13: Přístrojové vybavení pro roky 2006 až 2015 na 10 milionů obyvatel	36
Obrázek 14: Počet provedených výkonů na jednotlivých přístrojích v tisících pro roky 2006 až 2015.....	37
Obrázek 15: Počet provedených výkonů v tisících na jednotlivých přístrojích pro roky 2006 až 2015.....	38
Obrázek 16: Počet výkonů na 1 přístroj pro roky 2006 až 2015	39
Obrázek 17: Počet provedených výkonů na 1 přístroj pro roky 2006 až 2015	40
Obrázek 18: Počet provedených výkonů na 1 přístroj pro roky 2006 až 2015.....	40