

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
Studijní program: Radiologický asistent B5345

Vlasta Rejchová

Studijní obor: Radiologický asistent B5345

**VYUŽITÍ MODERNÍCH ZOBRAZOVACÍCH METOD
(PET/CT, MR) PŘI PLÁNOVÁNÍ RADIOTERAPIE**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Josef Kott DrSc.

PLZEŇ 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 26. 3. 2018

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování

Děkuji prof. Ing. Josefu Kottovi DrSc. za odborné vedení práce a poskytování rad,, za poskytování materiálních podkladů děkuji MUDr. Alexandru Malánovi, Mgr. Ladě Skácelové MBA a Bc. Jiřímu Horalíkovi DiS. Dále děkuji pracovníkům FN Plzeň Lochotín za poskytování odborných rad.

Anotace

Příjmení a jméno: Rejchová Vlasta

Katedra: Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Název práce: Využití moderních zobrazovacích metod (PET/CT, MR) při plánování radioterapie

Vedoucí práce: prof. Ing. Josef Kott DrSc.

Počet stran – číslované: 40

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 6

Počet příloh: 4

Počet titulů použité literatury: 11

Klíčová slova: Moderní zobrazovací metody, radioterapie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance

Souhrn:

Moderní zobrazovací metody mají zcela zásadní význam při diagnostice, plánování radioterapie i samotné léčbě. S jejich rozvojem stoupá možnost detekce nádorových onemocnění.

Bakalářská práce na téma „Využití moderních zobrazovacích metod (PET/CT, MR) při plánování radioterapie“ se skládá z teoretické a praktické části. V teoretické části popisují radioterapii a postup při jejím plánování, principy jednotlivých metod a jejich využití. V praktické části zpracovávám získané statistiky formou přehledných grafů, kterými využití daných metod porovnávám.

Annotation

Surname and name: Rejchová Vlasta

Department: Department of rescue, diagnosis and public health

Title of thesis: Use of modern imaging methods (PET / CT, MR) in radiotherapy planning

Consultant: prof. Ing. Josef Kott DrSc.

Number of pages – numbered: 40

Number of pages – unnumbered (tables, graphs): 6

Number of appendices: 4

Number of literature items used: 11

Keywords: Modern imaging methods, radiotherapy, computed tomography, magnetic resonance

Summary:

Modern imaging methods are of paramount importance in the diagnosis, radiotherapy planning and treatment itself. With their development, the possibility of cancer can be detected.

The bachelor thesis "Using modern imaging methods (PET / CT, MR) in radiotherapy planning" consists of the theoretical and practical part. In the theoretical part I describe radiotherapy and planning in radiotherapy, principles of individual methods and their use. In the practical part I process collected statistics in the form of clear graphs, which compare the use of given methods.

OBSAH

ÚVOD.....	8
TEORETICKÁ ČÁST	9
1 RADIOTERAPIE	9
1.1 Historie.....	9
1.1.1 Vývoj české radioterapie	9
1.2 Základní rozdělení	10
1.3 Plánování radioterapie	10
1.3.1 Plánování zevní radioterapie	11
1.3.2 Plánování brachyterapie	14
2 RADIAČNÍ OCHRANA	15
3 POZITRONOVÁ EMISNÍ A VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (PET/CT)	16
3.1 Výpočetní tomografie (Computed tomography, CT).....	16
3.1.1 Princip.....	17
3.1.2 Postup CT vyšetření	17
3.1.3 Výhody CT zobrazení.....	19
3.1.4 Nevýhody CT zobrazení.....	19
3.2 Pozitronová emisní tomografie (PET)	19
3.2.1 Princip.....	19
3.2.2 Záříče	20
3.2.3 Postup vyšetření.....	20
3.2.4 Využití	21
3.2.5 Výhody	21
3.2.6 Nevýhody	21
3.3 Příprava pacienta.....	21
3.4 Registrace obrazu.....	21
3.5 Korekce absorpce podle CT dat.....	22
3.6 Postup vyšetření	23
3.7 Indikace.....	23
3.8 Kontraindikace.....	24
3.9 Využití při plánování radioterapie	24
4 MAGNETICKÁ REZONANCE (MR)	26
4.1 Princip.....	26
4.2 Zobrazení	27
4.3 Základní vyšetřovací postupy	28
4.4 Gradientní echa (GE)	29

4.5	Postup při vyšetření	29
4.6	Cívky.....	30
4.7	Kontrastní látky.....	31
4.8	Artefakty	31
4.9	Indikace.....	32
4.10	Kontraindikace	32
4.11	Výhody	32
4.12	Nevýhody	32
4.13	Využití MR při plánování radioterapie	33
PRAKTICKÁ ČÁST		35
5	CÍL.....	35
6	METODIKA	36
6.1	Výzkum Fakultní nemocnice Plzeň - Lochotín.	36
6.2	Výzkum FN Olomouc.....	39
6.3	Porovnání počtu provedených vyšetření u obou nemocnic	42
DISKUZE		45
ZÁVĚR.....		47
LITERATURA A PRAMENY.....		10
SEZNAM ZKRATEK		12
SEZNAM GRAFŮ		13
SEZNAM TABULEK		14
SEZNAM OBRÁZKŮ		15
SEZNAM PŘÍLOH		16

ÚVOD

Zobrazovací metody prochází obrovským vývojem od svého vzniku až po současnost. Díky zobrazovacím metodám máme možnost získat informace o lidském těle. Získáváme informace nejen anatomické, ale také informace o funkci daného orgánu. Pomocí zobrazovacích metod detekujeme různé patologické změny v lidském těle, proto tvoří nedílnou součást v diagnostice většiny onemocnění. Nejefektivnější neinvazivní metodou při léčbě nádorových onemocnění je radioterapie. Ta začíná důkladným plánováním celého procesu, kam patří například naplánování dávky a určení cílového objemu, poté následuje samotné ozařování. Správným výběrem zobrazovací techniky docílíme přesnějšího ozaření cílového objemu i k lepší radioprotekci okolních tkání.

Ve své bakalářské práci se budu zabývat moderními zobrazovacími metodami PET/CT a MR, při plánování radioterapie. Tato bakalářská práce je rozdělena na část teoretickou a praktickou. V teoretické práci popisují principy jednotlivých metod, jejich výhody a nevýhody, indikace a kontraindikace, využití těchto metod při radioterapii

a potup při vyšetření na přístrojích PET/CT a MR. Dále popisují proces radioterapie a radiační ochranu.

V praktické části se zabývám využití těchto metod v různých nemocnicích v ČR při plánování radioterapie a diagnostice nádorových onemocnění. O statistiky jsem žádala celkem 8 nemocnic a to, FN Olomouc, Masarykův onkologický ústav Brno, krajská zdravotní a.s. Ústí nad Labem, FN Hradec Králové, Nemocnice Na Homolce, FN Plzeň Lochotín, Krajská nemocnice T. Bati a.s. Zlín, Nemocnice nový Jičín a.s. Statistiku jsem získala pouze od FN plzeň Lochotín a FN Olomouc. Pomocí získaných statistik hodnotím využití těchto metod a tyto dvě nemocnice porovnávám.

TEORETICKÁ ČÁST

1 RADIOTERAPIE

Radioterapie je základní léčebná metoda využívající k léčbě nádorových i nenádorových onemocnění ionizující záření. Je to hlavní součást klinického oboru radiační onkologie. U onkologického pacienta tvoří podstatnou část léčebného procesu. Podstoupí jí 50-70% těchto pacientů. Používá se lokálně, lokálně - regionálně nebo i systémově. (1)

1.1 Historie

Patří mezi nejmladší lékařské obory. Její počátky jsou spjaty s objevy konce 19. a počátku 20. století. Začátek byl v roce 1895, kdy Wilhelm Konrad Roentgen objevil záření X, dnes známé jako rentgenové záření. První zmínky v českých zemích se datují od ledna roku 1896 s následnými veřejnými demonstracemi. Praktické využití paprsků X předcházelo poznatkům vědeckým, a to zejména o nežádoucích účincích záření. První léčebný pokus je datován ve stejném roce jako objev rentgenového záření. (1)

V roce 1896 Henri Becquerel učinil další významný objev přirozené radioaktivity u solí uranu a v roce 1898 Marie Curie-Sklodowska izolovala prvek radium z jáchymovského smolince. Následovalo jeho léčebné i komerční využití ionizačního záření. Aplikovaly se tzv. muláže, což byly aplikace radiových tub na povrch kůže. Radium bylo hlavním, ale v té době jediným radioizotopem použitelným pro léčbu.

V první polovině 20. století se rozvíjí „roentgenoterapie“. I přes technický pokrok bylo obtížné léčit hluboko uložené nádory, kvůli nežádoucím účinkům pro okolní zdravou tkáň. Vývoj vysokoenergetických zdrojů záření, umožnil aplikovat dostatečně velkou dávku do hlouběji uloženého ozařovaného objemu. Roku 1951 byl poprvé nainstalován kobaltový ozařovač a roku 1952 byl nainstalován lineární urychlovač nabitých částic. Lineární urychlovače jsou v dnešní době považovány za standart na pracovišti radioterapie. (1)

1.1.1 Vývoj české radioterapie

Radium bylo v Česku poprvé použito prof. Jedličkou v roce 1902. Vznikala zde řada nových léčebných metod, které využívaly radioaktivní záření. Příkladem

byla metoda ozařování karcinomu děložního hrdla, kterou poprvé aplikoval prof. Antonín Ostrčil. Ve své době se tato metoda stala učebnicovou v oblasti léčby děložního hrdla radioterapií.

Další světově uznávanou osobností byl prof. František Běhounek, který se snažil najít nejvhodnější způsob pro léčbu pacientů s rakovinou. Znamější pro veřejnost byl svými výpravami vzducholodí s cílem prozkoumat atmosférické elektřiny v polárních krajinách.

Další osobností byl brněnský teoretický fyzik Georg Placzek. Ten se na vedoucím místě zúčastnil amerického projektu Manhattan, kde se spolu s dalšími podílel na vývoji prvního atomového reaktoru. Byl spoluautor prvního experimentálního důkazu jaderného štěpení. Jeho práce z oblasti fyziky neutronů a spektroskopie jsou klasické a v dnešní době hodně citované.

V experimentální i klinické oblasti dochází v polovině 20. Století k významným radiologickým objevům. Za zakladatele české radiologie se považuje prof. Herčík. Ten se zasloužil na rozvoji kvantové biologie, kde vypracoval zásahovou teorii. (1)

1.2 Základní rozdělení

Může se dělit podle různých specifikací. Podle záměru se dělí na **kurativní**, jejímž cílem je eradikovat nádor a vyléčení pacienta, **paliativní**, jejímž cílem je zmírnění nebo odstranění symptomů.

Podle polohy zdroje na **zevní**, kde je zdroj záření umístěn mimo tělo pacienta a **brachyradioterapie**, u které je zdroj záření zaváděn do těsné blízkosti ložiska nádoru.

Ve vztahu k základní léčbě se dělí na **neoadjuvantní**, jejímž cílem je zmenšení nádoru, **intraoperační**, která je provedena během operace a slouží k odstranění mikroskopických reziduí choroby a **adjuvantní**, jejímž cílem je eradikace zbytkové mikroskopické choroby. (1)

1.3 Plánování radioterapie

Plánování a aplikace radioterapie prošly značným vývojem, zejména technického zázemí, samotných přístrojů, jejich příslušenství, a vyvíjí se dodnes. Výrazně zpřesněny byly jednotlivé kroky při plánování, tím byla umožněna výrazná individualizace léčby.

1.3.1 Plánování zevní radioterapie

Provedení závisí na technickém vybavení pracoviště. Nejprve probíhá příprava pacienta na simulátoru. Tento přístroj umožňuje díky svým technickým parametrům lokalizovat, simulovat a verifikovat ozařované parametry.

RTG simulátor je isocentricky konstruovaný přístroj s rotujícím gantry sloužící k diagnostice. Také má identický pohyblivý stůl, jako v ozařovně. Umožňuje pořizovat rentgenové snímky, pro verifikaci správnosti ozáření.

CT simulátor je ložen z CT přístroje, který umožňuje provést CT řezy ve stejné poloze, jako při ozařování. U moderních spirálních CT je možné získat data o dechovém pohybu a lze jej využít při plánování.

Při zahájení plánování léčby jsou zadány identifikační údaje o pacientovi do verifikačního systému a dále je vyplněn ozařovací předpis. (1) (2)

1.3.1.1 Fixace pacienta

Je důležitou podmínkou pro správné provedení léčby zářením. Zajišťuje přesnou, stabilní a dobře reprodukovatelnou polohu pacienta. Je provedena dle ozařované lokality, pomocí fixačních a polohovacích pomůcek.

U specifických případů se mohou používat invazivní fixační zařízení nebo anestezie (u malých nespolupracujících dětí). Správná poloha a fixace daného pacienta se zpravidla připravuje na simulátoru. (1)

1.3.1.2 Lokalizace cílových objemů

Po zjištění správné polohy a fixačních pomůcek následuje „orientační“ lokalizace nádorového objemu. Ta se provádí podle anatomických struktur a lokalizací a je prováděna také na simulátoru. Zakreslují se při ní na tělo pacienta křížky (značky). Tyto značky definují souřadnicový systém. Tento systém umožňuje přenést ozařovací plán, který byl vypočítaný plánovacím systémem na tělo pacienta. (1)

1.3.1.3 Plánovací vyšetření

Následně pacient podstoupí plánovací CT zobrazení, to poskytuje kvalitní geometrické zobrazení těla pacienta. Na už zakreslené primární značky se nanesou RTG kontrastní značky. Podle záměru léčby a lokality jsou pak prováděny CT řezy v určitém rozmezí (2–20mm). (1)

1.3.1.4 Stanovení cílových objemů

Do plánovacího systému jsou přeneseny plánovací CT snímky a je vytvořena 3D rekonstrukce. Zakreslen je obrys pacienta, dále objemy a obrisy kostěných struktur, cílové objemy a kritické orgány. Zakreslení cílových objemů vychází z doporučení Mezinárodní komise pro jednotky a měření (ICRU). Ke zpřesnění lze provádět v plánovacím systému fúze s dalšími anatomickými vyšetřeními, jako například magnetickou rezonancí (MR), nebo funkčními vyšetřeními, jako například pozitronová emisní tomografie (PET).

V transverzálních řezech vyznačí lékař následující objemy, které lze trojrozměrně rekonstruovat.

- GTV – Gross Tumor volume, Nádorový objem
- CTV – Clinical Target volume, Klinický cílový objem
- PTV – Planning Target volume, Plánovací cílový objem
- OAR – Organs at Risk, Kritické orgány

Nádorový objem je určený klinickým vyšetřením, nebo je určený diagnostickými metodami. V případě pooperační léčby po radikálním chirurgickém zákroku ho tedy nelze definovat.

Klinický cílový objem je takový objem, který zahrnuje GTV a lem, zahrnující oblast mikroskopického šíření nádorových buněk, případně i přidružený lymfatický systém. Je to anatomicko-klinické vymezení, při jehož stanovení se bere v úvahu lokální invazivita nádoru a jeho šíření.

Plánovací objem zahrnuje CTV s dalším lemem, který vyrovnává nepřesnosti spojené s pohyby (např. dýchacími), změnou velikosti orgánů, a také nepřesnosti při nastavení pacienta. Je to geometrické vymezení, jehož stanovení je nutné k volbě geometrie a velikosti ozařovacích polí.

Kritické orgány jsou zdravé tkáně. Při plánování léčby a volbě dávky musí být brána v potaz jejich tolerance, kvůli případným nežádoucím účinkům léčby. (1)
(2)

1.3.1.5 Vypracování ozařovacího plánu

K vypracování ozařovacího plánu slouží plánovací systém, který obsahuje potřebné algoritmy. Využívá uložených dat o svazcích ozařovače a zohledňuje při výpočtu rozdílnou homogenitu tkání. Ta je získaná transformací Hounsfieldových jednotek na elektronovou denzitu.

Při tvorbě ozařovacího plánu lékař určuje dávku a odpovídající počet frakcí, volí se vhodná ozařovací technika, vypočítá se rozložení dávky v cílovém objemu a kritických strukturách. Radiologickým fyzikem je obvykle zpracováno více variant, které slouží ke zhodnocení ozařovacího plánu. Porovnávání a optimální výběr varianty umožňuje plánovací systém. Porovnání je prováděno srovnáním objemových histogramů, ty znázorňují obdrženou dávku v určitém objemu plánovacího objemu nebo kritické struktury.

V konečné fázi je ozařovací plán s danými parametry nastavení ozařovače pro každé pole (klíny, poloha stolu, bloky). Díky plánovacímu systému je umožněno vytvoření digitálně rekonstruovaného radiogramu a zobrazení struktur z pohledu svazku záření. (1)

1.3.1.6 Simulace

Poté, co je pacient nastaven do polohy, jako při lokalizaci a plánovacím CT, jsou při RTG nebo CT simulátoru jsou vypočítané souřadnice izocentra, které jsou přeneseny a zakresleny na tělo pacienta, nebo používané fixační pomůcky.

Zda jsou ozařovaná pole správná je porovnáváno s digitálně rekonstruovanými rentgenogramy, které jsou generovány v plánovacím systému z CT řezů, ze směru daného svazku. Pak je zakreslen vstup a hranice pole barvivem na tělo pacienta. Pro trvalé označení na tělo pacienta se používá tetováž. Simulační snímky jsou uloženy do systému. Poté jsou použity ke kontrole nastavení na ozařovači jako verifikační snímky. (1)

1.3.1.7 Verifikace

Verifikačním systémem jsou vzájemně propojená data z plánovacího systému, simulátoru i ozařovače. Parametry jednotlivých polí a data plánovacího systému jsou po simulaci odeslána do ozařovače. Tím je umožněno automatického nastavení daných parametrů u konkrétního pacienta. Pokud jsou všechny parametry nastavení správné, je zahájeno samotné ozařování. Na stěnách ozařovny jsou umístěny zaměřovací lasery, které slouží ke správnému nastavení pacienta.

Při prvním ozáření je provedena kontrola nastavení. K ověření přesnosti slouží také integrované zobrazovací systémy v lineárních urychlovačích.

Kontroly přesnosti léčby jsou prováděné v určitých časových intervalech. Po každém ozáření systém vytiskne údaje o ozáření, které jsou součástí dokumentace pacienta. (1)

1.3.2 Plánování brachyterapie

1.3.2.1 Příprava pacienta

Provádí se na brachyterapeutickém sále, který obvykle slouží i jako ozařovna. Pacient je uložen do vhodné polohy dle charakteru prováděné aplikace. Může být provedena celková nebo lokální anestezie. (1)

1.3.2.2 Poloha, uspořádání aplikátorů, lokalizace

Zavedení a poloha aplikátorů je řízena dle lokalizace nádoru. Při neaktivní fázi jsou aplikátory zavedeny bez radioaktivního zdroje. Po kontrole aplikátorů a výpočtu dávky jsou aplikátory připojeny k přístroji. Ten automaticky zavede zdroj do aplikátorů (automatický afterloading). K rozmístění aplikátorů byly vypracovány dozimetrické systémy, které poskytují základní pravidla k rozmístění aplikátorů. Tím je dosaženo co nejlepší dávkové distribuce.

Podle způsobu umístění radionuklidového zářiče se brachyterapie dělí na:

- Intrakavitární
 - aplikátor se nachází v tělní dutině, ze které nádor vychází (gynekologické malignity)
- Intraluminární
 - aplikátor se nachází v lumen trubicovitého orgánu (maligní stenózy způsobené nádorem plic, jícnu)
- Intersticiální
 - zdroj záření se nachází přímo v nádorovém ložisku nebo jeho lůžku
 - aplikace mohou být dočasné, nebo trvalé (permanentní aplikace nádorů prostaty, mozku)
- Povrchová
 - Aplikátory jsou umístěny na povrch kůže ve formě „muláže“ (1) (2)

1.3.2.3 Stanovení cílových objemů, referenčních bodů

Při plánování radioterapie je proveden přenos dat ze snímků do plánovacího systému. Souřadnice aplikátoru, referenční body pro definování dávky, cílové objemy a kritické orgány jsou vyznačeny za spolupráce radiologického fyzika a lékaře.

Zobrazení daných parametrů v prostoru je provedeno plánovacím systémem.

1.3.2.4 Výpočet ozařovacího plánu

Přepis a vykazování dávky se i zde, jako při zevní radioterapii, řídí doporučeními ICRU k zajištění standardnosti a reprodukovatelnosti léčby. Radiologický fyzik v plánovacím systému vypočte distribuci dávky a stanoví ozařovací čas v každé aktivní poloze zdroje. Modeluje se rozložení dávky (díky stepping source systému) a zhodnotí se plán, který se může dále optimalizovat. Správnost plánu je zhodnocena lékařem.

V plánovacím systému je možná virtuální rekonstrukce rozložení dávky v daném cílovém objemu s určením polohy a délek aplikátorů. Tato příprava ozařovacího plánu se nazývá preplanning. Udává základní informace o geometrii aplikace, a ta je přenesena na reálný cílový objem. (1) (2)

1.3.2.5 Přenos dat

Ozařovací parametry jsou přeneseny do počítače afterloadingového přístroje. Aplikátory jsou pomocí přenosových trubic připojeny k afterloadingovému přístroji. Pacient je před ozářením informován o jeho délce (aplikace HDR brachyterapie trvá řádově minuty).

Léčba se provádí v několika frakcích s odstupem 1 – 7 dnů. Pak se zdroj automaticky zavádí z ozařovacího přístroje do aplikátorů. Průběh ozáření a klinický stav pacienta je sledován v ovladně na obrazovkách. Výtiskem ozařovacího protokolu je průběh ozáření zdokumentován. (1) (2)

1.3.2.6 Vyjmutí aplikátoru

Po skončení ozařování jsou aplikátory odstraněny. Při výkonu v celkové anestezii je pacient na lůžku převezen na lůžkové oddělení a dále sledován. (2)

2 RADIAČNÍ OCHRANA

„Lékařské ozáření“ označuje vystavení pacientů ionizujícímu záření v rámci diagnostiky onemocnění nebo v rámci léčby onemocnění. Jakékoli ozáření musí odpovídat principům odůvodnění a optimalizace. Přínos vyšetření musí vždy převyšovat všechna rizika, která vznikají nebo mohou vzniknout ozářením. V rámci optimalizace by se měl dodržovat princip ALARA („as low as reasonably achievable“ – tak nízká, jak je možné doáhnout). Individuální dávky by neměli

překročit stanovené limity. Dodržení stanovených limitů vyloučí deterministické účinky a omezí stochastické účinky záření.

Deterministické účinky vznikají při překročení určitého prahu. Čím je vyšší dávka nad prahem, tím roste počet poškozených jedinců a závažnost poškození. Deterministické účinky vznikají krátce po ozáření v rámci několika dnů nebo týdnů. Mezi tyto účinky patří akutní nemoc z ozáření, fertilita, katarakta.

Stochastické účinky se úměrně zvyšují s navýšením každé dávky. Jsou bezprahové. Mezi tyto účinky se řadí vznik zhoubných nádorů nebo genetické mutace, ty se objevují náhodně v různém odstupu.

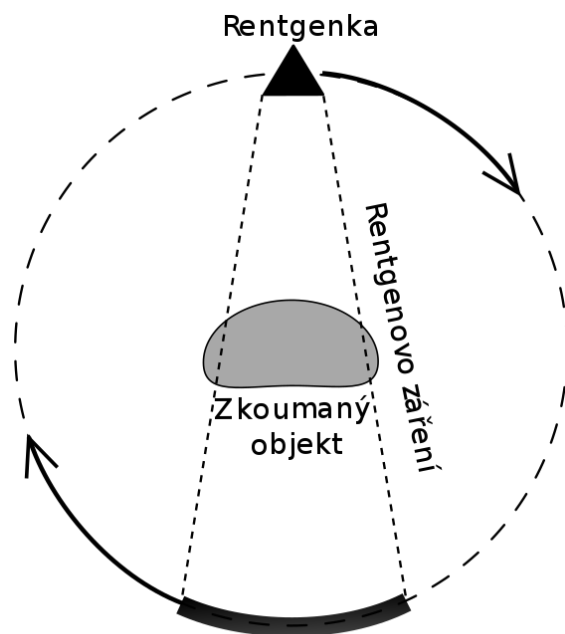
Limity ozáření, které se týkají obyvatelstva a pracovníků se zdroji záření jsou uvedeny ve vyhlášce č. 307/2002 Sb. (3)

3 POZITRONOVÁ EMISNÍ A VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (PET/CT)

Hybridní zobrazení pozitronovou emisní tomografií (PET) s výpočetní tomografií (CT), patří k nejmodernějším metodám v současnosti. Nese výhody obou rutinně používaných metod PET a CT. Díky tomuto zobrazení lze získat metabolický i morfologický obraz tkáně během jednoho vyšetření. (4)

3.1 Výpočetní tomografie (Computed tomography, CT)

Je to jedna ze základních vyšetřovacích metod v radiologii. Tato metoda umožňuje pomocí rentgenového záření zobrazení vnitřních orgánů a tkání lidského těla. Má vysokou rozlišovací schopnost a umožňuje i 3D zobrazení. Tato metoda vyřešila zásadní problém rentgenu, a to ten, že na rentgenovém přístroji nelze vytvořit „anatomický“ řez. Za vynálezce této metody je považován Godfrey Newbold Hounsfield. (4)



Obrázek 1: Princip zobrazení Výpočetní tomografií

3.1.1 Princip

Základní princip je založen na zeslabování svazku rentgenového záření při průchodu objektem. Svazek záření, který vychází z rentgenky je vycloněn do tvaru vějíře. Jeho šířka určuje šířku zobrazované vrstvy. Záření prošlé pacientem dopadá na detektory, které jsou uloženy naproti rentgence v kruhové výseči (gantry). Detektory registrují množství dopadajícího záření, to je převedeno na elektrický signál, který je odeslán do počítače ke zpracování. Během expozice jedné vrstvy se systém rentgenka – detektory otočí kolem pacienta o 360°. Expoziční čas se pohybuje v rozmezí 0,5 – 7 sekund. Během rotace je změřeno stovky dat každým detektorem. Těch bývá obvykle 800 – 1200. Z těchto dat je počítačem rekonstruovaný obraz vyšetřované vrstvy.

Získané obrazy vrstev jsou digitální. Jsou tvořeny maticí bodů (nejčastěji 512x512). Míra oslabení záření je registrována jako denzita v Hounsfieldových jednotkách. Stupnice denzit je rozdělena na 2000 stupňů. Od -1000 do +1000, kde hodnota -1000 HU odpovídá denzitě vzduchu, +1000 HU odpovídá denzitě kosti a 0 HU denzitě vody. Stupnice pokračuje výše, protože existují i hutnější kosti a materiály s vyšší denzitou. Na CT skenech jsou denzity reprezentovány stupni šedi. Lidské oko je schopné rozlišit jen asi 16 odstínů. Většinou nás zajímají rozdíly ve tkáních, které mají podobnou denzitu (měkké tkáně), proto je z celé škály denzit vybraná jen určitá část (okno). Díky těmto oknům jsou postupně získány informace o tkáních s různými denzitami. (4) (5)

3.1.2 Postup CT vyšetření

Hlavními aspekty, které zaručí vysokou kvalitu obrazu, je správný postup během vyšetření, příprava a hlavně spolupráce pacienta. Pacient je fixován na posuvné lůžko. To postupně prochází do gantry.

Při každém vyšetření je zhotoven tzv. **topogram**. Je to přehledný snímek pro základní anatomickou orientaci. V tomto snímku se určí oblast zájmu a nastaví se orientace roviny vrstev. Základní rovinou je transversální (axiální), která je kolmá k trupu pacienta.

Nastavení skenovacích parametrů se provádí před zahájením zobrazování. Tyto parametry při dalším průběhu nelze měnit. Patří sem napětí, proud, čas jednoho skenu, interval mezi skeny a kolimace. **Napětí** pro rentgenku je od 120 kV do 140 kV, které se ve většině indikací nemění. **Hodnoty proudu** jsou v rozmezí 50 – 750

mAs. Přizpůsobují se oblasti zájmu, konstituci nemocného a době jednoho skenu. Při volbě těchto parametrů musíme dbát na zvolení co nejnižší dávky záření, jak kvůli dávce, kterou ozáříme pacienta, tak kvůli tepelnému zatížení rentgenky. Dalším parametrem je doba trvání jednoho skenu. Ta se nastavuje nejčastěji mezi 1 – 4 s. Pro omezení pohybových artefaktů, nebo u neklidných pacientů lze použít i časy kratší. Dále je důležité zvolit odpovídající **interval mezi skeny**. V tomto intervalu se stůl posune na úroveň další vrstvy. Nejčastěji je tento interval 10 – 25 s. Při podání kontrastní dávky je potřeba, aby jednotlivé skeny následovaly rychle za sebou. Proto se interval zkracuje na 4 – 9 s. Tloušťka vrstvy neboli **kolimace**, je nastavována na 1 – 10 mm. Rozlišovací schopnost je nepřímo úměrná kolimaci, a proto by bylo nejlepší vyšetřování v co nejtenčích vrstvách. Z hlediska radiační zátěže pacienta to ale není ideální, proto se tloušťka nastavuje na 8 – 10 mm.

Dále se nastavují obrazové parametry. Mezi ty patří velikost zobrazovaného pole, stanovení vzdálenostního intervalu rekonstruovaných vrstev (u spirální akvizice), typ výpočetního algoritmu výstavby obrazu. Nastavují se před zahájením vyšetření, ale na rozdíl od parametrů skenovacích, je můžeme i po skončení skenování měnit. **Velikost zobrazovaného pole, neboli field of view (FOV)** je parametr ovlivňující rozlišení obrazu. U CT vyšetření se snažíme o zvýšení prostorového rozlišení obrazu, kterého docílíme zmenšením zobrazovaného pole. To nastavujeme na topogramu, ale lze ho později upravovat. **Volbou výpočetního algoritmu** (kernel) je ovlivněna kvalita výsledného obrazu. Pro tkáně, jejichž denzity netvoří spojitě spektrum (plíce, kosti) se volí *high spatial frequency algorithm*. Tím se zvýrazní rozhraní a zvýší se možnost zobrazení drobných struktur. U měkkých tkání se volí *low spatial frequency algorithm*, kvůli vyhlazení obrazu a snížení množství šumu.

Podání kontrastní látky je velmi významným krokem pro zvýraznění denzitních rozdílů měkkých tkání, dutých i parenchymatózních orgánů a cévního řečiště. Nejčastějšími používanými kontrastními látkami jsou jodové. Mohou se podávat intravenózně, perorálně (u vyšetření GIT), intrathekálně, intrakavitálně. Při podávání se musí brát ohled na množství, farmakokinetiku, a také na možnost alergické reakce pacienta na kontrastní látku.

Poslední fází je **zpracování a zhotovení definitivní obrazové dokumentace**. Ze získaných dat je možné tvořit obraz v jakékoli rovině, poté obrazy porovnávat současně v několika rovinách. Nejčastější 2D technikou je multiplanární

rekonstrukce (MIP), trojrozměrná technika, je vhodná např. u vyšetření skeletu a cévního řečiště. (4)

3.1.3 Výhody CT zobrazení

Velkou výhodou tohoto vyšetření je, že dokáže zobrazit i měkké tkáně, většinu nádorů. Výhodou je i to, že u tohoto vyšetření získáváme vrstvený obraz.

Je vhodné při plánování chirurgických výkonů a pro plánování radioterapie. Pod CT kontrolou se provádí intervenční výkony, jako jsou drenáže nebo biopsie. CT má dobrou rozlišovací schopnost, výsledný obraz je proto ostrý, kontrastní, dá se libovolně zvětšit a proto je možnost detailního zkoumání vrstev. Výhodou je uchovávání dat v počítači a možnost zpětného prohlížení, a také cenová dostupnost tohoto vyšetření.

Plánování v radioterapii dovoluje výpočet dávky pro pacienta na základě rozdílných denzit tkání. Díky své všestrannosti je CT základní modalita v onkologii. (4) (6)

3.1.4 Nevýhody CT zobrazení

Nejpodstatnější nevýhoda je vystavení pacienta poměrně vysoké dávce ionizujícího záření. Dalším problémem je možná alergická reakce na kontrastní látku, která je nezbytná při některých vyšetřeních.

V radioterapii se špatně na CT obrazu rozlišují hranice mozkových tumorů, nebo uzlin. Také karcinom plic je špatně rozlišitelný od okolní atelektázy. (4) (6)

3.2 Pozitronová emisní tomografie (PET)

PET je zobrazovací metoda, která umožňuje zobrazit rozložení radiofarmaka v lidském těle pomocí tomografických řezů.

První detekce aplikované látky emitující pozitrony byla zaznamenána G Brownelem a W. Sweetem. Hlavním impulsem pro vývoj PET byla syntéza ^{18}F – FDG a její akumulace v nádorových tkáních. V klinické praxi se tato metoda začala objevovat na začátku 21. století. Pozitronová emisní tomografie se stále rozšiřuje a zdokonaluje, především ve vývoji hybridních PET/CT přístrojů. (3)

3.2.1 Princip

Hodinu před vyšetřením je pacientovi podán β^+ zářič. Tento zářič se z krevního oběhu dostane do extracelulární tekutiny, odtud je transportován do buněk. Radiofarmakum při rozpadu emituje pozitron, který anihiluje s elektronem.

Tím vzniknou dva fotony, každý s energií 511 keV. Fotony jsou vyzářeny pod úhlem 180°. Proto mohou být současně detekovány. Výsledný obraz vznikne detekcí takových fotonů, ke kterým byl zachycený jejich protějšek.

Míra akumulace FDG závisí hlavně na aktivitě a množství glukózových transportérů buňky, také na intenzitě hexokinázové reakce. Tyto okolnosti se vyskytují u buněk většiny neoplazií nebo u zánětlivých elementů.

Výsledný kontrast patologií může být ovlivněn soupeřením o transportní mechanismy mezi FDG a plazmatickou glukózou. Před vyšetřením je nutno alespoň 6 hodin lačnit, aby nedošlo ke zvýšení inzulinémie, která odplavuje FDG do svaloviny. V dutém systému ledvin a močovém měchýři je akumulace FDG větší, protože se FDG fyziologicky vylučuje močí. Základním zdrojem energie pro mozek je glukóza, proto se FDG bude více akumulovat také v šedé kůře mozkové. (3)

3.2.2 Zářiče

Nejvíce používaným zářičem je izotop ^{18}F , který se podává ve formě **18-fluorodeoxyglukosy** (FDG), jehož poločas rozpadu je 110 minut. Dalšími používanými zářiči mohou být biologicky významné prvky jako například ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O . Kvůli vysokému metabolismu glukózy v mozku není pro detekci gliomů FDG ideálním indikátorem. Gliomy jsou lépe zobrazeny pomocí **^{11}C -metioninu** (MET), který je transportován zvláště do nádoru a jen nepatrně do mozkové tkáně. Díky nízkému vychytávání ve zdravé a mozkové tkáni, byl jako proliferační marker u neoplazií a tumorů mozku zaveden **^{18}F -fluoro-L-thymidin** (FLT). Jeho delší poločas rozpadu umožňuje rozlišení transportní a intracelulární fosforylace. Schopnost detekce low grade gliomů je ale nižší, než u MET. (3)

3.2.3 Postup vyšetření

Nejprve je pacientovi podána radioaktivní látka. Většinou se podává nitrožilně, někdy je potřeba látku vypít. Následuje různě dlouhá doba, při které by měl být pacient v klidu. V tomto časovém intervalu podaná látka cestuje do tkání. Samotné snímání probíhá v oddělené místnosti s PET přístrojem různě dlouhou dobu (záleží na typu vyšetření).

Pacient se položí na posuvný stůl a je radiologickým asistentem zavezen do prstence s detektory. (3)

3.2.4 Využití

Největší uplatnění má PET při diagnostice radiologických pacientů. Může sloužit k vyhledávání neznámého primárního tumoru, k určení rozsahu nádoru, nebo k posouzení biologického chování a jeho diferenciální diagnostice. Významná je PET v diagnostice ORL nádorů, které vysoce akumulují FDG. Slouží ke specifikaci solitárního plicního uzlu u nádorů plic a k odlišení benigních lézí od maligních.

Při plánování radioterapie pomáhá k odlišení atelektázy od tumoru a k stanovení postižení regionálních uzlin.

PET je také využívána k monitorování efektu léčby a k posouzení recidivy neoplazie po ukončení terapie. (3)

3.2.5 Výhody

Výhodou této metody je velká diagnostická přesnost a prostorová rozlišovací schopnost. Další výhodou je použití biogenních prvků, které jsou v metabolismu normálně zastoupeny. (3) (6)

3.2.6 Nevýhody

Hlavní nevýhodou je technická náročnost této metody, a také pořizovací cena přístroje. (6) (3)

3.3 Příprava pacienta

Pacient by 4 hodiny před vyšetřením neměl jíst tuhou stravu. V tomto intervalu je vhodný příjem 1 l neslazené tekutiny, hladina glykémie nesmí přesahovat 10mmol/l. (3)

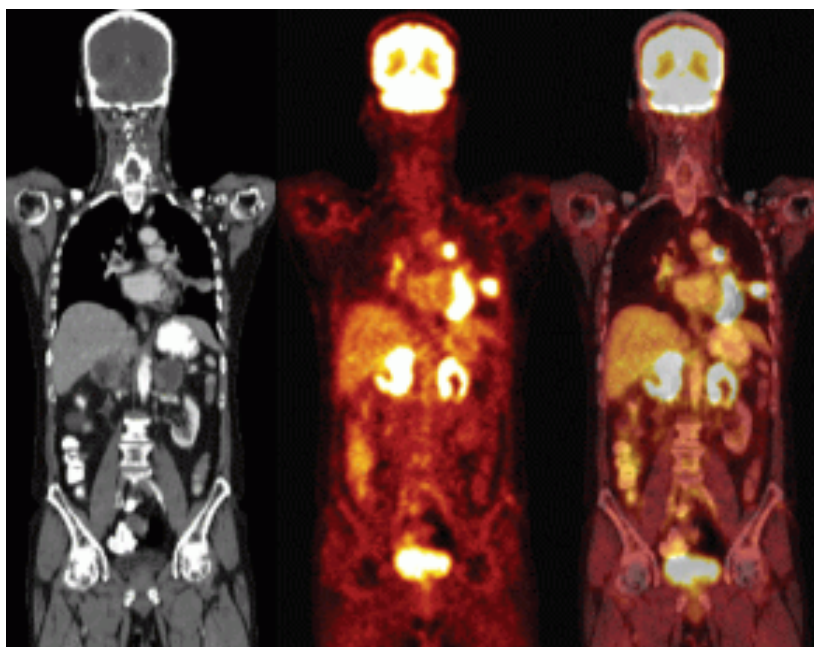
3.4 Registrace obrazu

Součástí hybridního přístroje PET/CT je plnohodnotný CT skener společně s PET skenerem. Snímání je prováděno beze změny polohy pacienta. Nejprve je zhotoven topogram, při kterém rentgenka stojí ve zvolené poloze a lůžko s pacientem projíždí CT skenerem. Tento obraz slouží pro vymezení oblasti zájmu, která bude podrobně vyšetřena metodami CT a PET. Obvykle se jedná o předozadní rentgenovou projekci. Poté následuje vlastní akvizice CT dat, která probíhá ve zvolené oblasti zájmu. Lůžko s pacientem je pak zasunuto hlouběji do gantry, kde jsou ve stejné oblasti nasnímána emisní PET data. Akvizice PET dat neprobíhá kontinuálně, ale v pozicích označovaných jako „postele“. V této pozici jsou data nasbíraná z objemu těla pacienta o délce axiálního zorného pole po dobu několika

minut. Pak se lůžko automaticky posune a je snímána další pozice. Tyto pozice se musejí z části překrývat kvůli nižší citlivosti PET skeneru na okraji axiálního zorného pole.

Výhodou těchto hybridních PET/CT skenerů je snadná fúze PET a CT obrazů. Ta je zajištěna samotným hardwarovým uspořádáním, kdy jsou obrazy PET i CT získány při jednom vyšetření pacienta. PET obrazy jsou snímány v menší obrazové matici, než CT obrazy. Proto se PET obrazy musí nejprve zvětšit, a poté jsou překryty přes CT snímky metodou *alpha-blending*. Ta přiřazuje jednotlivým modalitám určitou míru průhlednosti.

Na hodnotící konzoli je možné prohlížet PET i CT obrazy odděleně a současně hybridní obrazy s různým podílem metabolických i anatomických informací. Surová CT data mají v PET/CT přístroji dvojí využití. Slouží k vytvoření k vytvoření mapy atenuačních korekčních koeficientů kvůli korekci absorpce anihilačních fotonů v těle. Slouží také k rekonstrukci vlastního morfologicko-anatomického CT obrazu. (3)



Obrázek 2. Zobrazení CT, PET a fúze PET/CT.

3.5 Korekce absorpce podle CT dat

Možným zdrojem chyb při hodnocení PET obrazů mohou být artefakty, které vznikají rozdílným pohlcováním anihilačních fotonů v závislosti na hloubce ložiska a

hustotě okolí. Kvůli těmto artefaktům výsledný obraz neodpovídá reálné distribuci radiofarmaka, protože hlouběji uložené ložisko vykazuje nižší aktivitu, než stejné ložisko uložené na periférii. Proto je třeba tuto chybu odstranit dostatečnou korekcí na zeslabení. Ke korekci absorpce emisního PET skeneru se používají surová data nasnímaná v CT skeneru. To je výhodné zejména pro pacienta, protože se zkrátí doba vyšetření. Následné zpracování mapy korekčních koeficientů je ale obtížnější. Absorpční koeficienty závisí nejen na tkáni, kterou prochází, ale i na energii procházejícího záření. Rentgenové spektrum při napětí 130 kV bude mít maximální energii 130 keV a střední energii kolem 70 keV. Hodnoty absorpčních koeficientů je proto třeba přepočítat, na absorpční koeficienty získané při energii 511 keV. Tato hodnota odpovídá zeslabovanému anihilačnímu záření vycházející z těla.

Tento přepočet je realizován jednoduchým bilineárním vztahem, kde se Hounsfieldovy jednotky, které jsou menší než 0, transformují lineárním vztahem než jednotky větší než 0. V závislosti na použitém vysokém napětí na rentgence se použitá transformace může lišit. (3)

3.6 Postup vyšetření

Pacient je uložen na posuvné lůžko a radiologický pracovník ho zaveze do gantry. Nejprve je proveden CT topogram. Standardní rozsah snímání pro PET/CT je od baze lební po proximální třetinu stehen. Dále lze doplnit vyšetření hlavy a končetin dle indikace. Ve stejnou dobu je v gantry naplánován axiální rozsah CT vyšetření a počet jednotlivých sekvencí PET vyšetření. Dalším krokem je standardní CT vyšetření s intravenózní aplikací jodové kontrastní látky (JKL). Vyšetření bez podání KL se provádí pouze při prokázané alergii na JKL, při kontrole účinku terapie u hypermetabolických nádorů, u pacientů, které čeká vyšetření radiojodem.

Po dokončení CT části se pacient posune po ose x a následuje nímání PET kamerou. Axiální zorné pole se zde pohybuje kolem 15 cm. Jednotlivé sekvence neboli „postele“, se překrývají. Doba snímání jedné „postele“ se pohybuje kolem 3 – 5 minut, počet vyšetřovaných „postelí“ je 5 – 7 dle výšky pacienta a požadovaného rozsahu. (3) (2)

3.7 Indikace

K nejčastějším indikacím v současnosti patří plánovací vyšetření před radioterapií. Cílem je využití modulace dávky podle rozložení radioaktivity v nádoru,

a tím minimalizovat nežádoucí účinky radioterapie. Mezi obecné indikace při plánování radioterapie patří staging nádoru a definice GTV. (3)

3.8 Kontraindikace

Mezi nejzávažnější kontraindikace patří těhotenství. Další kontraindikace jsou spojené s podáním KL. Jsou to, alergie na jód, srdeční selhání, těžká porucha funkce jater a ledvin. U těchto pacientů se doporučuje provést vyšetření bez KL, za cenu snížení přínosu vyšetření. Pacienti trpící klaustrofobií mohou být premedikováni ke zmírnění úzkostného stavu.

Relativními kontraindikacemi jsou, kojení, dekompenzovaný diabetes, nedodržení odstupů od radioterapie, malý odstup od chemoterapie. (3)

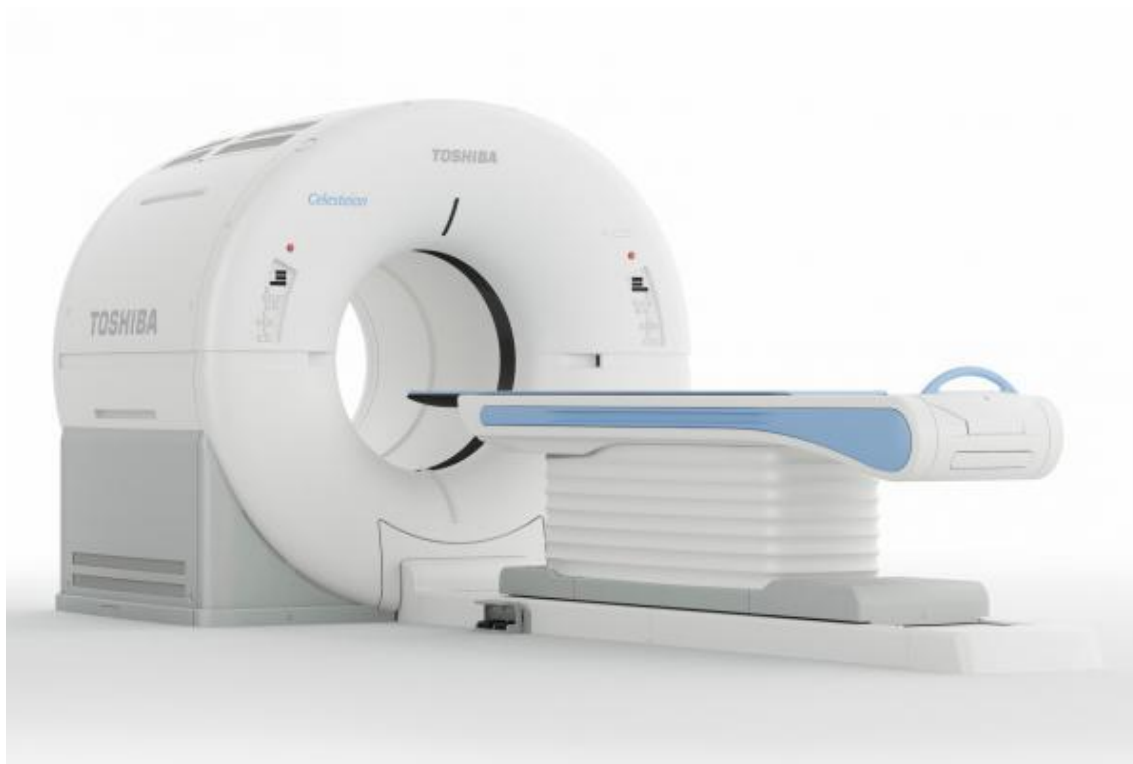
3.9 Využití při plánování radioterapie

Základní zobrazovací technikou při plánování radioterapie je CT. Ta umožňuje výpočet rozložení dávky ionizujícího záření v těle. Morfologické zobrazení využívá také MR. Pro funkční pohled se doplňuje PET.

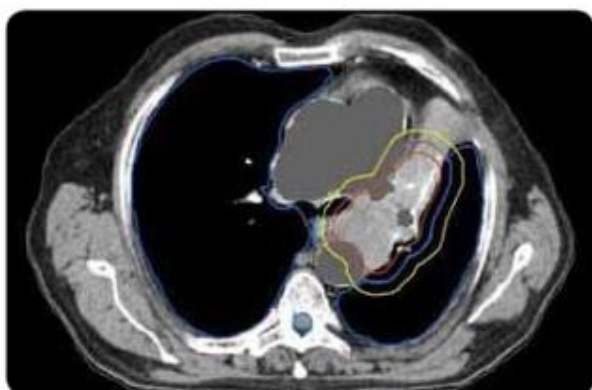
V současnosti dochází k vývoji hybridního přístroje PET/CT. Ty přispívají ke spolehlivější definici cílových objemů. Je to významná metoda při diagnostice a stagingu maligních onemocnění. Tato metoda má vysokou diagnostickou přesnost (93%), specifitu (94%) i senzitivitu (89%). Je přesnější než standardní vyšetřovací metody.

V současnosti neexistuje žádná metoda, která by plnohodnotně nahradila PET/CT vyšetření. Cílem je zobrazit rozsah nádorového onemocnění, zakreslit jej do souboru, který může sloužit jako vstupní informace pro plánování radioterapie.

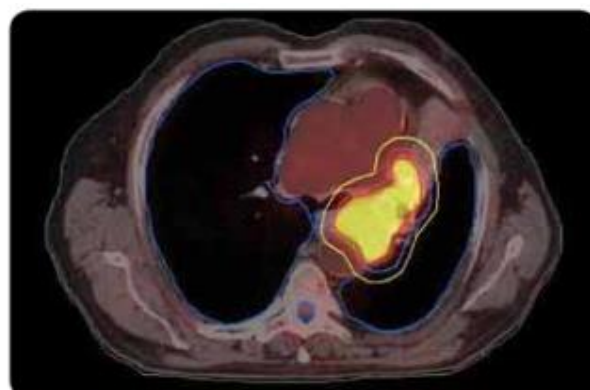
Nejčastěji se využívá u nemalobuněčných nádorů plic, tumorů hlavy a krku, maligních lymfomů, gynekologických karcinomů a kolorektálních karcinomů. (3)



Příloha 1 Pístroj PET/CT



Obr. 3. Dlaždicobuněčný karcinom způsobující atelektázu. Kontrurace na základě CT dat.



Obr. 4. Dlaždicobuněčný karcinom způsobující atelektázu, stejný pacient jako na obr. 3. Kontrurace na základě PET/CT dat. Zde je patrné zmenšení velikosti PTV vynecháním části kolabované plice.

Příloha 2: Využití PET/CT při plánování radioterapie u dlaždicobuněčného karcinomu

4 MAGNETICKÁ REZONANCE (MR)

Je to moderní neinvazivní metoda, která se ve zdravotnictví používá především k zobrazení vnitřních orgánů lidského těla. Pomocí magnetické rezonance je možné získat řezy z určité oblasti těla a ty dále zpracovávat.

4.1 Princip

Zobrazování je založeno na principu zjišťování změn magnetických momentů jader prvků s lichým protonovým číslem, které jsou po aplikaci radiofrekvenčních pulzů uloženy v silném magnetickém poli.

Díky rotaci atomových jader kolem své osy (spin) vzniká kolem jader s lichým protonovým číslem magnetické pole. Tento děj se nazývá magnetický moment. Při MR diagnostice se využívá převážně atom vodíku ^1H , který má v jádru pouze jeden proton. Po vložení zkoumané tkáně do silného zevního magnetického pole, dojde k uspořádání spinů protonů do jednoho směru. V takovémto stavu koná magnetický moment protonů dva druhy pohybů. Je to rotace kolem své osy (spin) a rotace po plášti pomyslného kužele (precese). Pokud bude aplikován radiofrekvenční pulz o frekvenci shodné s frekvencí precese protonu, dojde k vychýlení magnetického momentu z původního směru o určitý úhel a k synchronizaci precese všech protonů. Ukončením pulzu dochází k postupnému návratu do původního stavu. Čas, za který k tomu dojde je *čas relaxační*. Čas, který je nutný k návratu vychýleného magnetického momentu je *relaxační čas T1*, rozsynchronizování precese jako relaxační čas T2. Tyto časy jsou závislé na složení hmoty v okolí zkoumaných protonů. Nelze je měřit přímo, k tomu se využívá porovnávání jejich rozdílů.

Signál získaný po sérii různých radiofrekvenčních pulzů má stejný charakter. Jedná se o elektromagnetické vlnění. Lze ho registrovat pomocí přijímacích cívek a měřit jeho velikost. Jako sekvence, se označuje série radiofrekvenčních pulzů, která je nutná k získání měřitelného signálu. Pro získání co nejkvalitnějšího obrazu musí být především přijímací cívka co nejbližší vyšetřované oblasti. Proto jsou pro vyšetření různých částí těla používané odlišné přijímací cívky.

Na intenzitě vnějšího magnetického pole je závislá rezonanční frekvence protonů. Pokud toto pole vhodně upraveno pomocí gradientových cívek, získáme informaci o místě, ze kterého signál pochází. (4) (5)

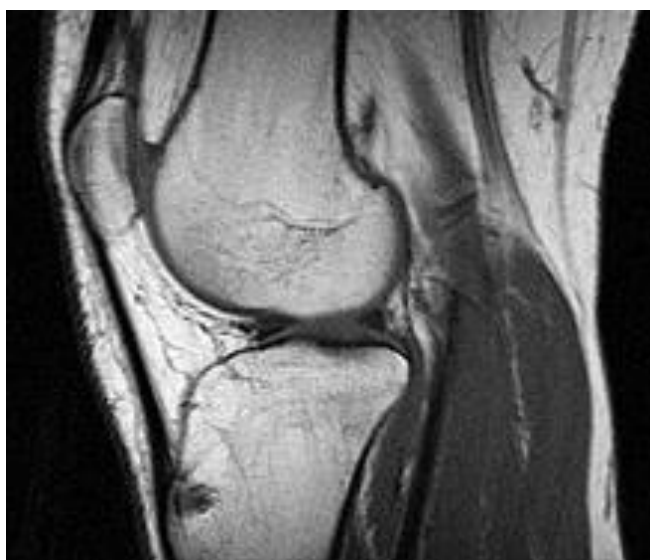
4.2 Zobrazení

MR vychází z měření magnetických momentů jader atomů vodíku obsažených ve vodě, nebo některých tucích. Informace o tkáních jsou získávány nepřímo. Relaxační časy závisí především na složení okolní tkáně. Při vyšetření jsou zhotoveny vrstevné obrazy pomocí různých typů sekvencí. Ty nás informují o rozdílech mezi relaxačními časy T1 nebo T2 – T1 vážená sekvence, T2 vážená sekvence, nebo množství protonů. K získání úplné informace je třeba porovnat intenzitu signálu stejného místa při různých sekvencích. Prakticky se vždy zhotovuje větší počet různých typů sekvencí a využívá se možnosti získat v libovolné rovině vrstevné obrazy.

Délka vyšetření se pohybuje řádově v desítkách minut, v závislosti na rychlosti přístroje a na počtu zhotovených sekvencí.

Při popisu vyšetření jsou používány termíny vyjadřující intenzitu signálu, jako *hyperintenzní* (s vysokou intenzitou signálu), *izointenzní* (se stejnou intenzitou signálu), *hypointenzní* (s nízkou intenzitou signálu) a *asignální* (bez signálu).

Na různých typech sekvencí mají stejné struktury odlišnou intenzitu signálu. Například na T1 vážené sekvenci je tekutina hyposignální, na T2 vážené sekvenci je hypersignální. Tuk má naopak při většině sekvencí vysokou intenzitu signálu, kompaktní kost je vždy asignální. Patologické procesy mají většinou vyšší obsah vody než normální tkáň, proto bývají na T1 vážených obrazech hyposenzitivní a na T2 vážených obrazech hypersenzitivní. (4) (5)



Obrázek 3: Zobrazení koleního kloubu pomocí Magnetické rezonance

4.3 Základní vyšetřovací postupy

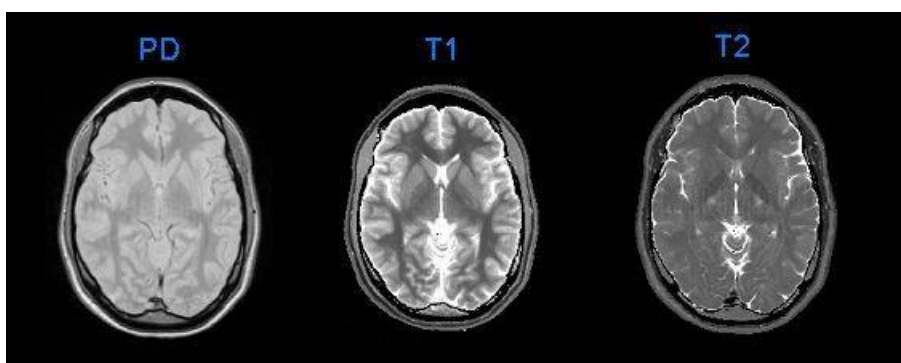
Nejčastější vyšetřovací technikou je zjišťování T1 a T2 relaxačních časů. Mezi jednotlivými relaxacemi se excitační impulzy několikrát opakují. Série těchto impulzů se nazývá sekvence. Základní vyšetření se proto nazývá spin – echo sekvence (SE). Různé tkáně mají rozdílné T1 a T2 časy, tím jsou rozdílné i intenzity signálu, který se projeví rozdílnými stupni šedi. Tmavší struktury jsou hyposignální, světlejší hypersignální. Černé jsou tkáně bez signálu, tedy asignální. Získané obrazy jsou T1 a T2 vážené obrazy.

Při použití spin-echo sekvencí je vyslán RF impulz, který vychyluje protony o 90° . Při mizení příčné magnetizace a rozfázování je vyslán další impulz, ten vychýlí protony o 180° (antiparalelní postavení). Takto vzniklý precesní pohyb je opět měřitelný a má opačný směr. Při použití 90° a 180° je použit poloviční excitační čas, ten se sčítá do výsledného TE (Time to echo). Doba mezi jednotlivými pulzy se nazývá TR (Time to repeat).

Na **T1 váženém obraze** je hyposignální, tuk je hypersignální, díky kratší době relaxace. T1 signál je silnější, po zkrácení relaxační doby. Kontrastní látky jsou hypersignální a zkracují relaxační dobu. T1 vážený obraz se obecně používá k přesnému anatomickému zobrazení.

T2 vážený obraz má dobu excitace a relaxace delší. Čím je TR delší, tím je větší intenzita signálu. Je citlivý na rané patologické léze spojené s větším obsahem vody.

U **proton denzitního (PD) obrazu** je doba relaxace dlouhá s relativně krátkým TE. Kvalita obrazu je závislá na hustotě protonů vodíku ve tkáni.



Obrázek 4: Zobrazení T1, T2 a PD sekvencemi

Inversion recovery (IR) je speciální sekvence, která je variantou silně váženého T1. Jedná se o obrácený postup, kde je nejprve použit 180° a poté 90° impulz.

Inverzion time je doba mezi jednotlivými impulzy. Tyto sekvence se využívají při vyšetřeních, kdy je zapotřebí potlačit signál vody nebo tuku pro detailní diagnostiku. Nejpoužívanější je sekvence FLAIR. (4)

Tabulka 1: Srovnání T1 a T2 vážených obrazů

	T1 vážený obraz	T2 vážený obraz
Tekutina	Hyposignální	Hypersignální
Tuk	Hypersignální	Izsignální
Solidní tkáň	Lehce hypersignální	Hyposignální
Kalcifikace, kompakta, krev	Asignální	Asignální

4.4 Gradientní echa (GE)

Tvoří základ vyšetřovacích postupů, kde je doba vyšetření zkrácena. Podstatou je náhrada 90° a 180° vychýlení. Vychylovací echa jsou u GE jen $10 - 50^\circ$. Utlumení podélné magnetizace není kompletní, proto je možné použít sérii dalších rychlých pulzů. Jsou používány gradientní cívky, jejichž magnetické pole se přidá na krátkou dobu k základnímu B_0 a Larmorova frekvence je jen ve vyšetřované vrstvě. Doba vyšetření se z původních 5-7 minut zkrátí na desítky sekund.

Při multi-slice sekvenci (větší počet řezů najednou), vhodným řazením excitací, využijeme čekání v TR, abychom ze sousedních řezů snímali signály, jejichž tkáň byly dříve excitovány.

Tekoucí krev je na základních sekvencích bez signálu. Protony jsou v erythrocytech na zobrazované rovině excitovány, ale odtékají mimo zobrazovanou rovinu a do měřeného místa přitečou protony s normální longitudinální magnetizací. Céva s proudící krví je asignální, tento jev je nazýván jako flow-void fenomén. Pokud se krev dostane mimo cévu, rozpadá se a její metabolity signál dávají. (4)

4.5 Postup při vyšetření

Před vyšetřením je s pacientem sepsán dotazník s otázkami týkajícími se případných kontraindikací k MR vyšetření. Pokud od pacienta nelze získat potřebné informace (dítě, pacient v bezvědomí) musí informace poskytnout jiná schopná osoba. U hospitalizovaných pacientů tyto otázky zodpoví nejčastěji ošetřující lékař, u ambulantních pacientů jejich zástupce (rodič, člen rodiny).

V případě vyšetření oblasti břicha je nutné, aby byl pacient 2 – 3 hodiny před vyšetřením nalačno. Při ostatních MR vyšetřeních nejsou potřebná žádná jiná opatření ani speciální příprava.

Protože je při vyšetření kolem pacienta silné magnetické pole, je nutné, aby si pacient odstranil a odložil veškeré kovové nebo magnetické předměty (peníze, mobil, hodinky, šperky, brýle, zubní protéza). Je nutné svléknout ty části oblečení, na kterých jsou kovové části.

Před vyšetřením je pacient uložen na posuvné lůžko do požadované polohy. Vyšetření na MR doprovází poměrně velký hluk, proto pacient od personálu dostane před vyšetřením sluchátka. K vyšetřované oblasti je přiložena povrchová cívka, jejíž funkcí je přijímat signály z vyšetřované oblasti. Je zavezen do přístroje, a poté vyšetřující personál opustí vyšetřovnu. Je důležité, aby pacient během vyšetření ležel bez hnutí. Jinak by byly obrazy neostré a celé vyšetření by se muselo opakovat. Pacient je během vyšetření s radiologem v neustálém kontaktu pomocí mikrofону. Po skončení vyšetření je pacient z přístroje vyvezen a získané obrazy jsou odeslány k posouzení lékařem radiologem.

Pokud budou dodrženy bezpečnostní pokyny během vyšetření a pravdivě zodpovězeny všechny otázky, riziko vyšetření je téměř nulové. (6) (4)

4.6 Cívky

Permanentně zabudované cívky nejsou vidět a jsou zabudované přímo v gantry přístroje.

- 1) Volumová cívka slouží jako vysílač B_0 a zároveň pracuje jako přijímač signálu. Je daleko od těla, má velký šum a používá se jako celotělová cívka.
- 2) Vyrovnávací cívka vyrovnává nehomogenitu magnetického pole.

Povrchové cívky se přikládají přímo k vyšetřovanému místu na těle. Jsou různého tvaru a slouží jako přijímací cívky. Jsou složeny z různých závitů Cu nebo Ag. Indikuje se v nich proud velký několik mikrovoltů. Pak se tyto signály zesilují a digitalizují na analogo-digitálním převaděči. Poté se přenášejí do počítače.

- 1) Hlavová (head coil)
- 2) Krční páteřní (cervical spine coil)
- 3) Pro hlavu a krk současně (head and neck coil)
- 4) Pro hrudní nebo bederní páteř (spine coil)

- 5) Kolenní (Knee coil)
- 6) Ramenní (Shoulder coil)
- 7) Zápětní (Wrist coil)

Univerzální flexibilní cívky je možno natvarovat na zobrazení ramene, zápěstí nebo nohy.

- 1) Wrap around coil je speciální cívka pro vyšetření hrudníku nebo břicha, která se obaluje kolem vyšetřované oblasti.
- 2) Prsní cívka slouží k vyšetření obou prsou současně.
- 3) Endorektální cívka je určena k vyšetření rekta nebo prostaty.

Phased array coils je skupina povrchových cívek navázaných za sebou. To jim umožňuje zachytit větší úsek vyšetřované oblasti (např. páteř). (4)

4.7 Kontrastní látky

Základní KL používané na magnetické rezonanci jsou na bázi gadolinia. KL zkracuje TR T1 váženého obrazu a tkáň je hypersignální. Stejně jako jodové KL nepronikají do buněk, ale cirkulují v cévním řečišti. Udávaná dávka je v mmol. Dávka běžné KL je 10 – 15 ml. U moderních koncentrovaných KL je dávka nižší, ale dostačující, a to 7ml. U starších 60 let by se měla podávat pouze tato KL. (4)

4.8 Artefakty

Artefakty v MR obraze vznikají nejčastěji fyzikálními vlastnostmi magnetického pole, nebo vyšetřované oblasti lidského těla. Některým lze zabránit, u některých lze zmírnit jejich dopad na výsledný obraz. **Chemický posun** (chemical shift) je artefakt, který se zobrazuje na rozhraní struktur vody a tuku. Je způsoben rozdílnou rezonanční frekvencí vody a tuku. Ve výsledném obraze je tvořen černým okrajem na jedné straně rozhraní a světlým na druhé straně. Nejčastěji se zobrazuje při vyšetření páteře na okraji meziobratlových plotének, nebo při zobrazení orgánů dutiny břišní. **Aliasing** je dalším chybné zobrazení, jehož projevem je bílý pruh. Vzniká, pokud je velikost FOV menší než vyšetřovaná oblast. Ta část těla, která leží za konečným FOV, je ve výsledném obraze na opačné straně. **Susceptibilní artefakt** vzniká okolo feromagnetických látek v lidském těle. **Světlý šum** v obraze může být následkem pohybu vyšetřované oblasti. Může to být pohyb způsobený pulzací tepen, peristaltikou, polykáním nebo pohybem pacienta. (4)

4.9 Indikace

Nejčastějšími indikacemi jsou onemocnění míchy, mozku a páteře. Další skupinou jsou poruchy muskuloskeletálního systému, díky možnému zobrazení všech jeho součástí. Těmi jsou kosti (především dřev), vazy, svaly, chrupavky, šlachy, tekutinu a další struktury. Stále častěji jsou indikována vyšetření oblasti pánve, břicha, hrudníku nebo krku. (5)

4.10 Kontraindikace

Absolutní kontraindikací je zavedený kardiostimulátor. Dalšími kontraindikacemi jsou přítomnost kovových (feromagnetických) materiálů, u kterých může dojít k zahřátí, nebo posun po okolí, dále klaustrofobie, nebo piercing a velká tetování ve vyšetřované oblasti. Vyšetření magnetickou rezonancí se nedoporučuje u těhotných žen, v třetím trimestru těhotenství. (5)

4.11 Výhody

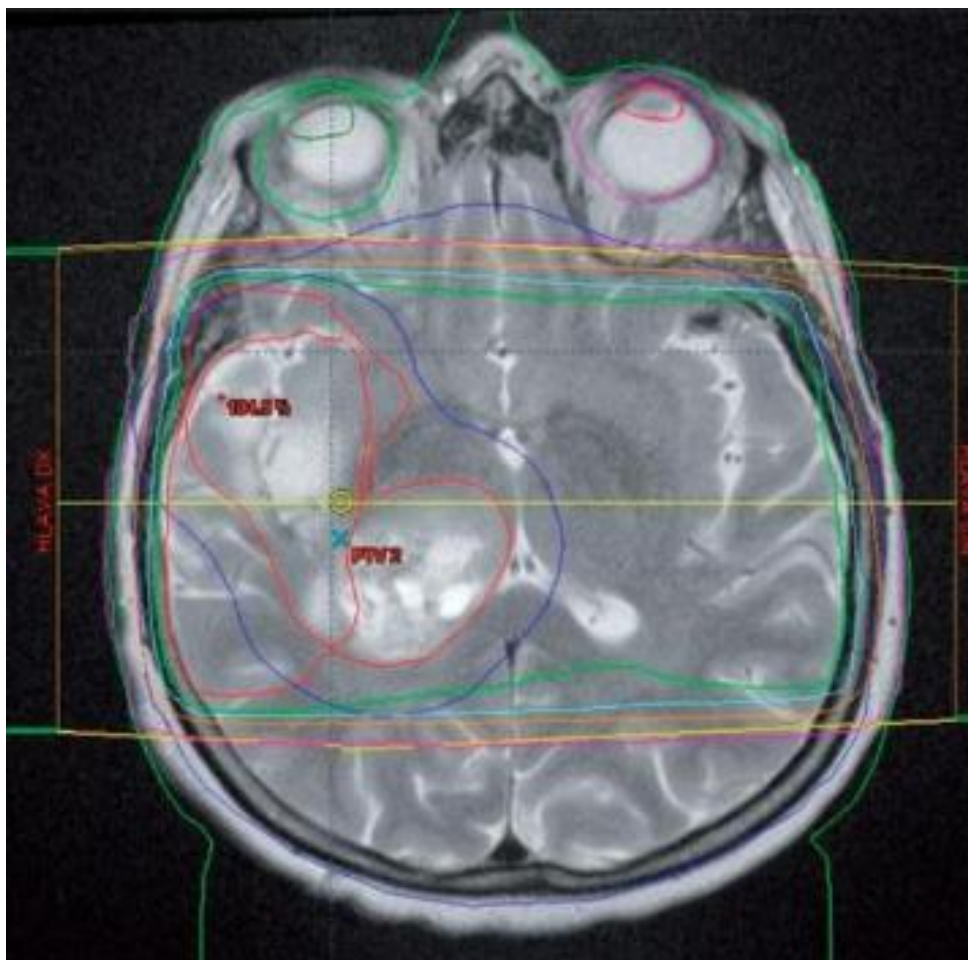
Výhodou magnetické rezonance oproti ostatním vyšetřovacím metodám je větší přesnost zobrazení většiny orgánů. Další nespornou výhodou je, že je neinvazivní, to znamená, že zobrazení probíhá bez škodlivého ionizujícího záření. (6)

4.12 Nevýhody

Hlavní nevýhodou MR jsou vysoké pořizovací i provozní náklady. Také délka některých vyšetření je mnohonásobně delší než vyšetření CT. Výskyt artefaktů je u MR ve srovnání s CT vyšší. Tyto artefakty snižují kvalitu výsledného obrazu. U MR není možné vyšetřovat pohybující se části těla. Nebezpečím pro pacienty jsou vedlejší účinky při přítomnosti kovových materiálů v těle při vyšetření. Větší nebezpečí hrozí pacientům s kardiostimulátory, u kterých většinou nejde vyšetření provést. (6)

4.13 Využití MR při plánování radioterapie

Díky lepšímu rozložení měkkých tkání (například oproti CT) je MR stále víc využívána při plánování radioterapie. Problémem při této metodě je zajištění geometrické přesnosti a požadavku na odhad elektronové hustoty k výpočtu dávky. V praxi se MR používá společně s CT vyšetřením. Využívá se při konturaci lokalit, kde není optimální CT zobrazení. (4)



Příloha 3: Použití MR při plánování radioterapie oblasti lůžka glioblastomu v Thomayerově nemocnici (Klinika radiační onkologie, MOÚ, Brno)



Příloha 4 Přístroj MR ve fakultní nemocnici Plzeň Lochotín

PRAKTICKÁ ČÁST

5 CÍL

Cílem teoretické části bakalářské práce je popsat postup při plánování radioterapie, stručně popsat radiační ochranu a popsat základní principy MR a PET/CT. Dále popsat jejich užitečnost při plánování radioterapie. Cílem praktické části je porovnat využití těchto dvou metod v různých nemocnicích ČR.

6 METODIKA

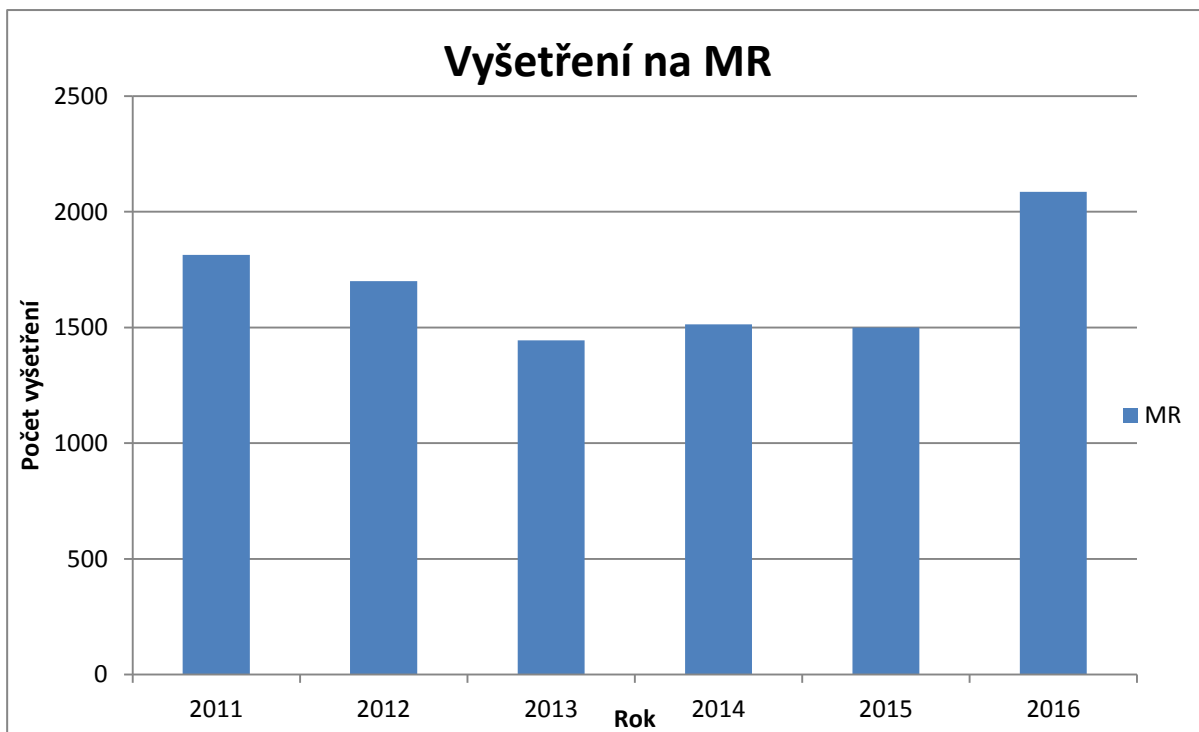
Pro zpracování mé bakalářské práce a dosažení jejích cílů jsme zvolili statistický výzkum. Získané statistiky z nemocnice FN Plzeň – Lochotín a FN Olomouc vyhodnotím, zpracuju v přehledných grafech a porovnám jejich využití.

6.1 Výzkum Fakultní nemocnice Plzeň - Lochotín.

Tabulka 2: Počet vyšetření provedených ve fakultní nemocnici v Plzni – Lochotín na MR a PET/CT od roku 2011 do roku 2016, tabulka dat ke grafu 3.

	2011	2012	2013	2014	2015	2016
MR	1814	1700	1444	1513	1500	2087
PET/CT	2509	2602	2618	2701	2716	3301

Graf 1: Počet vyšetření provedených na přístroji MR ve fakultní nemocnici Plzeň – Lochotín od roku 2011 do roku 2016

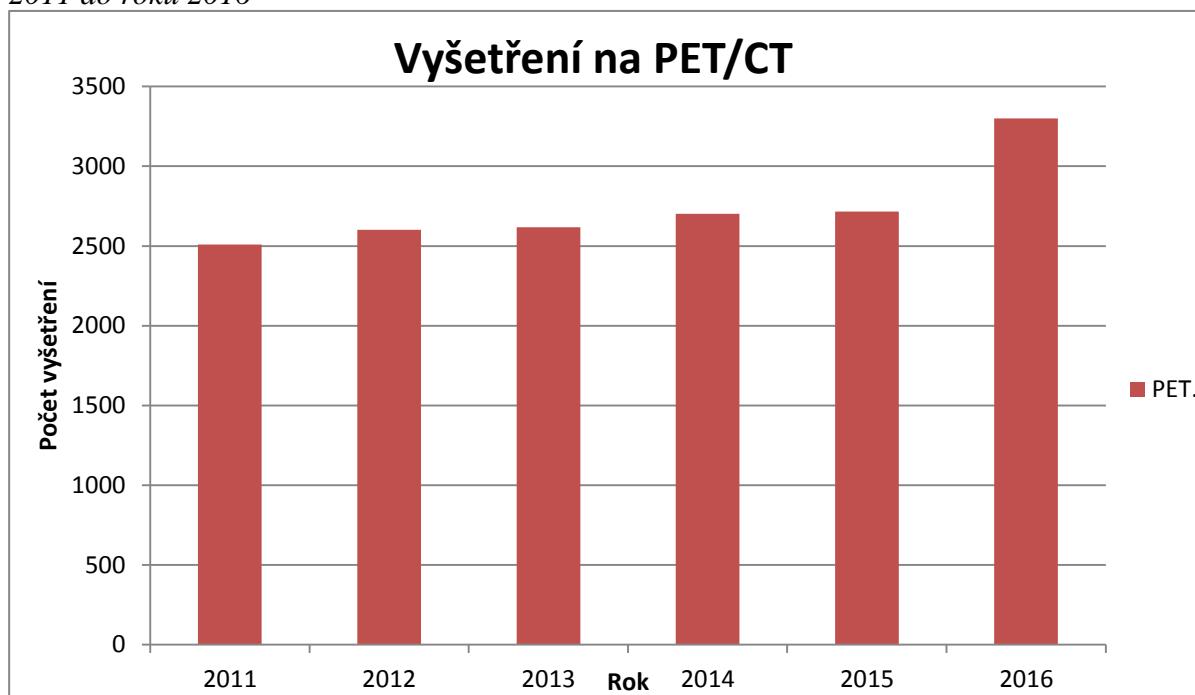


Z uvedeného grafu vyplývá, že nejnižší počet vyšetření na přístroji MR byl zaznamenán v roce 2013 a nejvyšší počet v roce 2016. Od roku 2011 až do roku 2013 počet vyšetření klesal. Poté je v grafu vidět mírné zvýšení v roce 2014 a 2015. V roce 2016 počet vyšetření oproti ostatním rokům výrazně stoupl.

Tabulka 3: Tabulka dat ke grafu č. 1

Rok	Počet vyšetření
2011	1814
2012	1700
2013	1444
2014	1513
2015	1500
2016	2087

Graf 2: Počet vyšetření provedených na přístroji PET/CT ve fakultní nemocnici Plzeň – Lochotín od roku 2011 do roku 2016

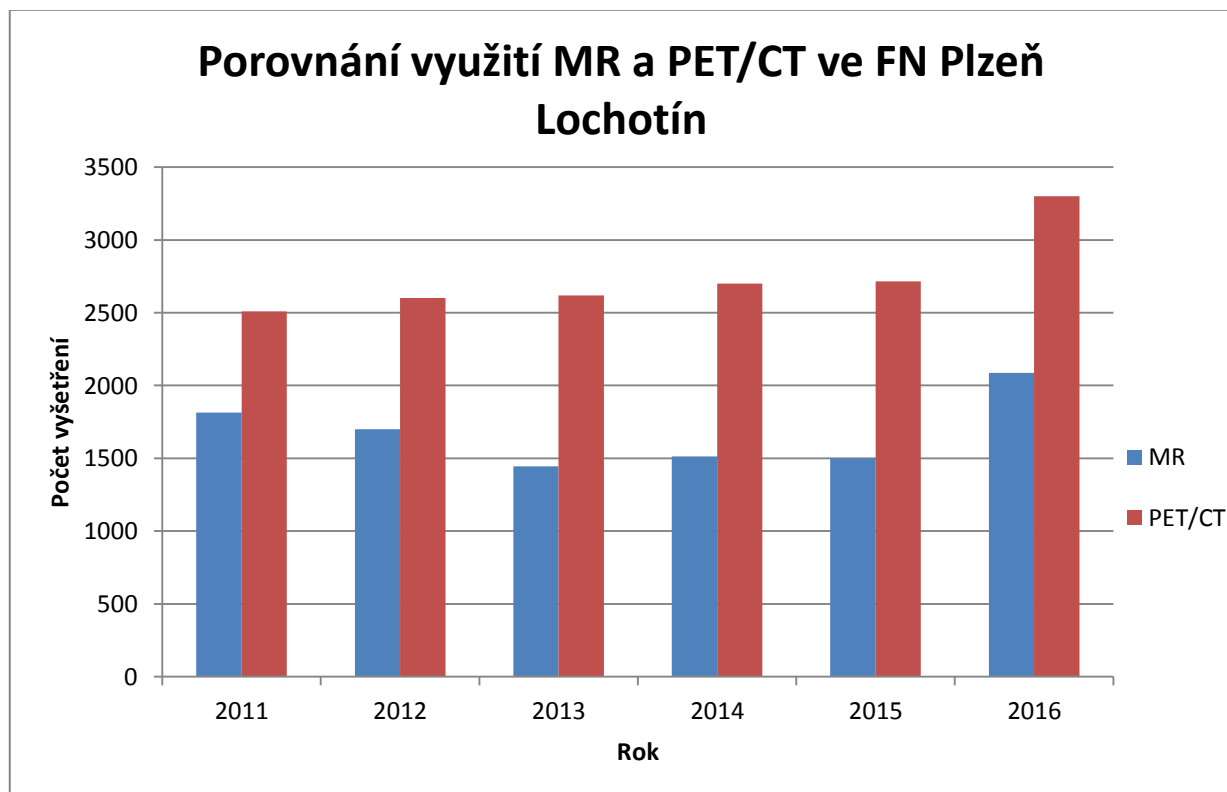


Z tohoto grafu vyplývá, že počet vyšetření každým rokem stoupá. Nejnižší počet vyšetření byl zaznamenán v roce 2011 a nejvyšší v roce 2016. Je zřejmé, že počty vyšetření na přístroji PET/CT jsou vyšší než u přístroje MR.

Tabulka 4: Tabulka dat ke grafu č. 2.

Rok	Počet vyšetření
2011	2509
2012	2602
2013	2618
2014	2701
2015	2716
2016	3301

Graf 3: Srovnání využití Přístrojů MR a PET/CT ve FN Plzeň - Lochotín



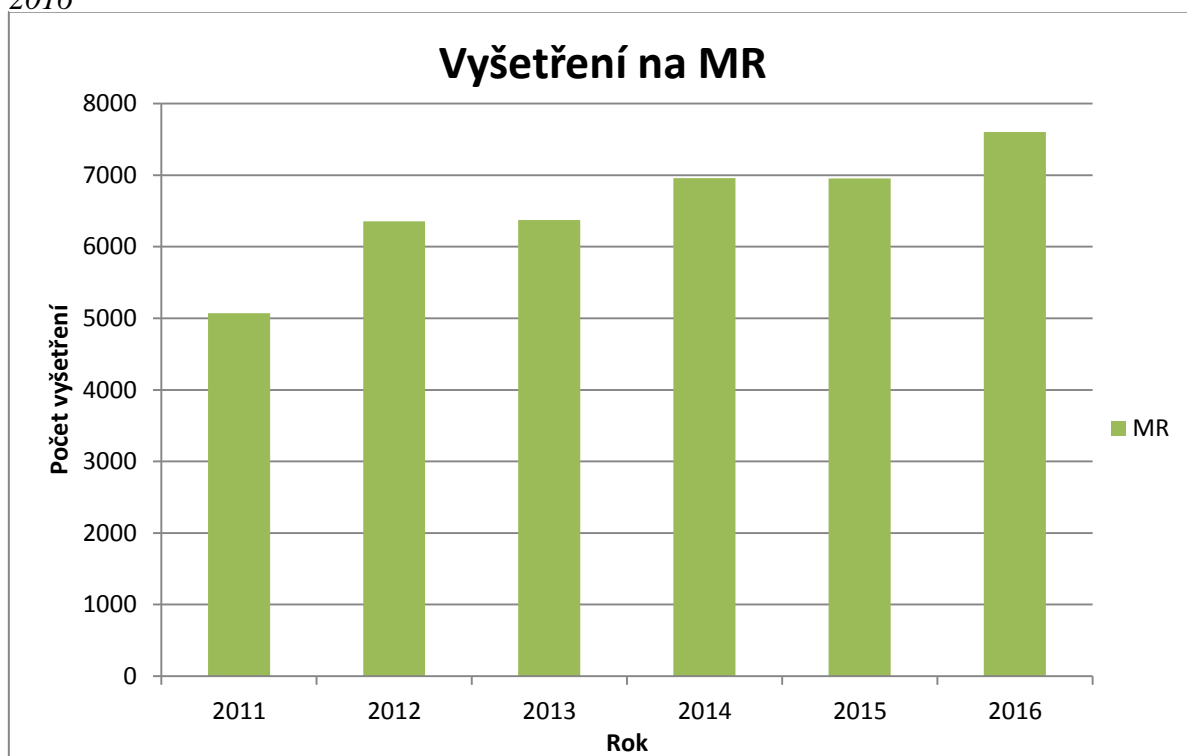
Z tohoto grafu je zřejmé, že využití fúze PET/CT oproti MR ve FN Plzeň – Lochotín rapidně stoupá. Ačkoli MR velice dobře zobrazuje orgány uvnitř těla, využití fúze PET/CT je stále více využíváné. Je to dáno možností fúze přístrojů PET a CT, která má velkou diagnostickou přesnost a prostorovou rozlišovací schopnost.

6.2 Výzkum FN Olomouc

Tabulka 5: Tabulka vyšetření provedených ve fakultní nemocnici Olomouc na MR a PET/CT od roku 2011 do roku 2016, tabulka dat ke grafu č. 6.

	2011	2012	2013	2014	2015	2016
MR	5072	6357	6374	6959	6955	7604
PET/CT	3751	3907	3879	3901	3872	4244

Graf 4: Počet vyšetření provedených na přístroji MR ve FN Olomouc od roku 2011 do roku 2016

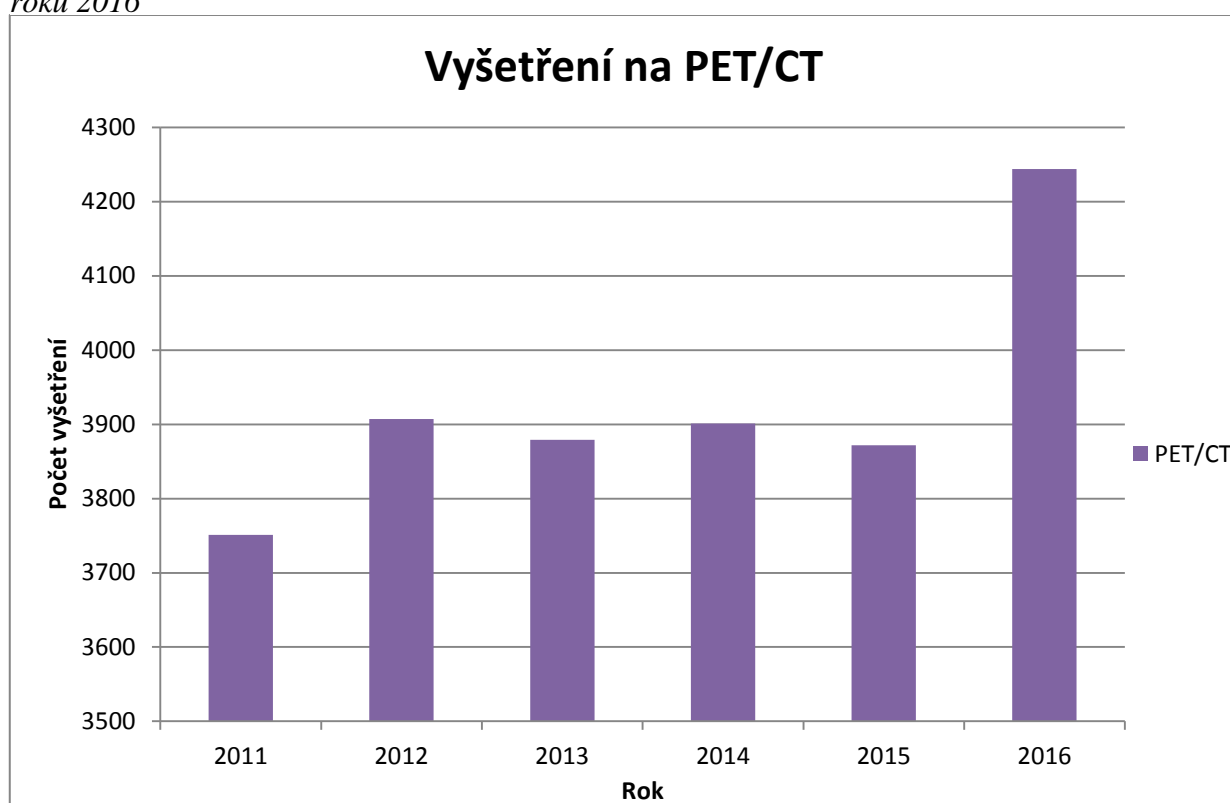


V tomto grafu vidíme, že počet vyšetření na MR ve fakultní nemocnici Olomouc každým rokem pozvolna stoupá. V roce 2011 bylo vyšetření nejméně a v roce 2016 naopak bylo vyšetření nejvíce.

Tabulka 6: Tabulka dat ke grafu č. 4.

Rok	Počet vyšetření
2011	5072
2012	6357
2013	6374
2014	6959
2015	6955
2016	7604

Graf 5: Počet vyšetření provedených na přístroji PET/CT ve FN Olomouc od roku 2011 do roku 2016

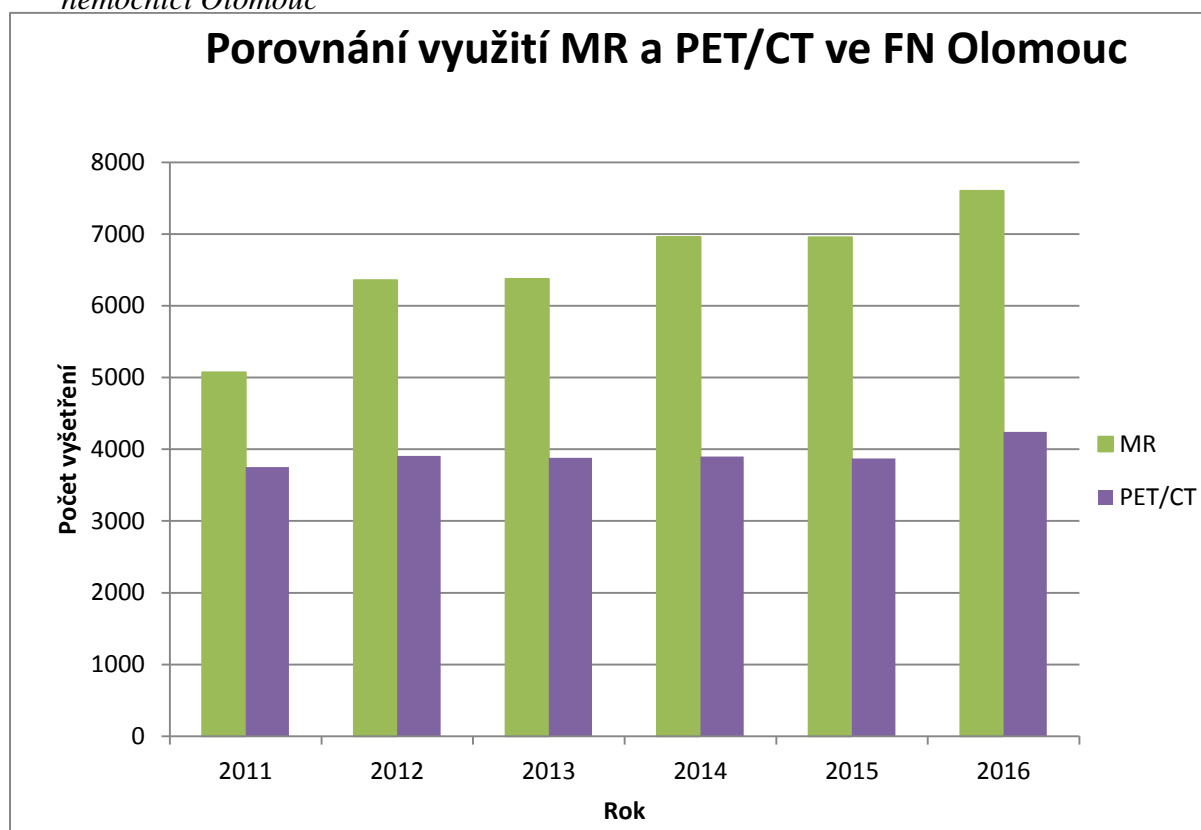


Na tomto grafu je vidět, že počet vyšetření v průběhu značně kolísá. Střídavě od roku 2011 klesá a stoupá. V roce 2011 je počet vyšetření nejnižší, v roce 2012 stoupl. V roce 2013 je nižší a v roce 2014 opět stoupá. V roce 2015 znovu klesl a v roce 2016 je počet vyšetření nejvyšší.

Tabulka 7: Tabulka dat ke grafu č. 5

Rok	Počet vyšetření
2011	3751
2012	3907
2013	3879
2014	3901
2015	3872
2016	4244

Graf 6: Porovnání počtu vyšetření provedených na přístrojích MR a PET/CT ve fakultní nemocnici Olomouc



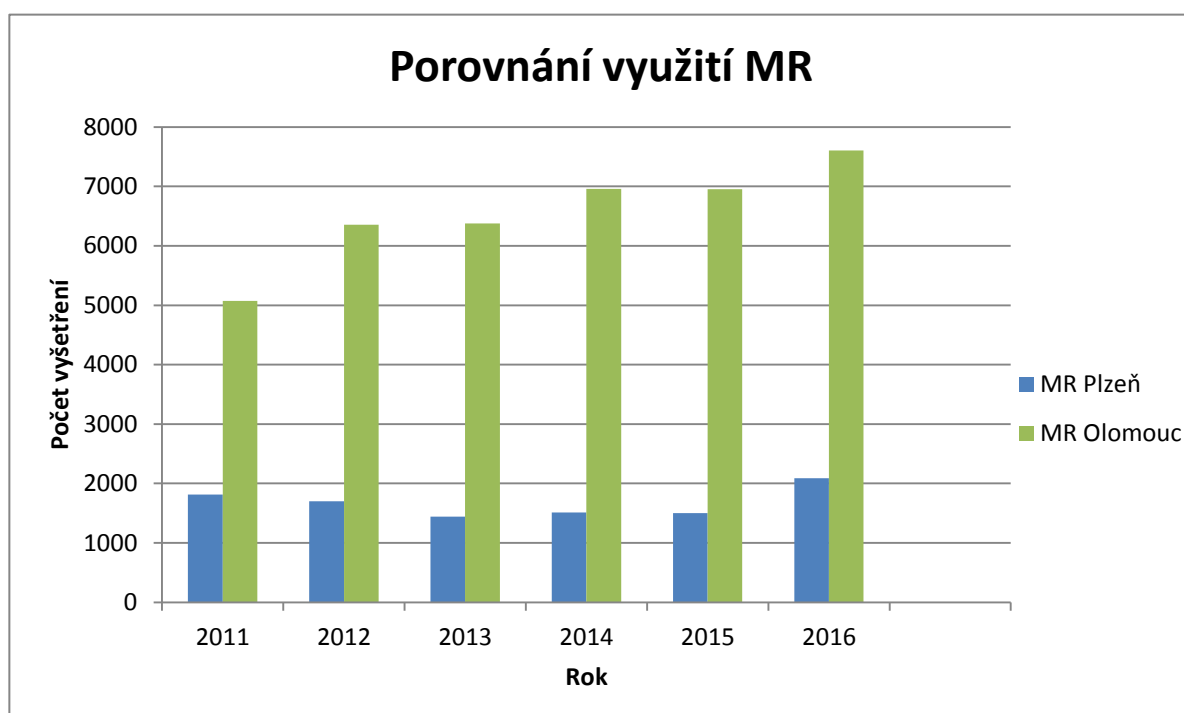
Z uvedeného grafu je jasné, že zde naopak převládá vyšetření na MR, na rozdíl od FN Plzeň Lochotín. Počet vyšetření na PET/CT se za období 6 let výrazně nemění, naopak počty vyšetření na MR od roku 2011 stoupají.

6.3 Porovnání počtu provedených vyšetření u obou nemocnic

Tabulka 8: Tabulka dat ke grafu č.7

	2011	2012	2013	2014	2015	2016
MR Plzeň	1814	1700	1444	1513	1500	2087
MR Olomouc	5072	6357	6374	6959	6955	7604

Graf 7: Porovnání využití MR ve fakultní nemocnici Plzeň Lochotín a Olomouc

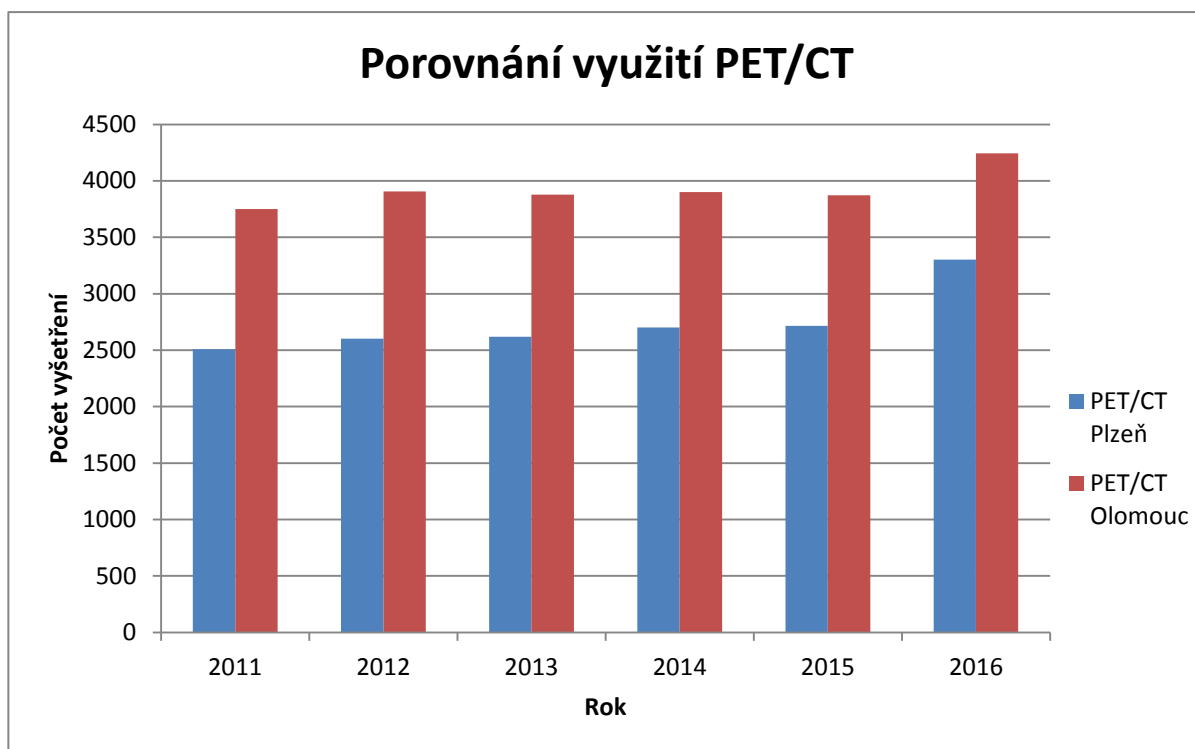


Z uvedeného grafu vyplívá, že ve fakultní nemocnici Olomouc je MR mnohem více využívána, než ve fakultní nemocnici Plzeň Lochotín. V plzeňské nemocnici počet provedených vyšetření od roku 2011 klesá a od roku 2013 lehce stoupá. Kdežto ve fakultní nemocnici Olomouc počet provedených vyšetření od roku 2011 stoupá až do roku 2016.

Tabulka 9: Tabulka dat ke grafu č. 8

	2011	2012	2013	2014	2015	2016
PET/CT Plzeň	2509	2602	2618	2701	2716	3301
PET/CT Olomouc	3751	3907	3879	3901	3872	4244

Graf 8: Porovnání využití PET/CT ve fakulních nemocnicích Plzeň Lochotín a Olomouc

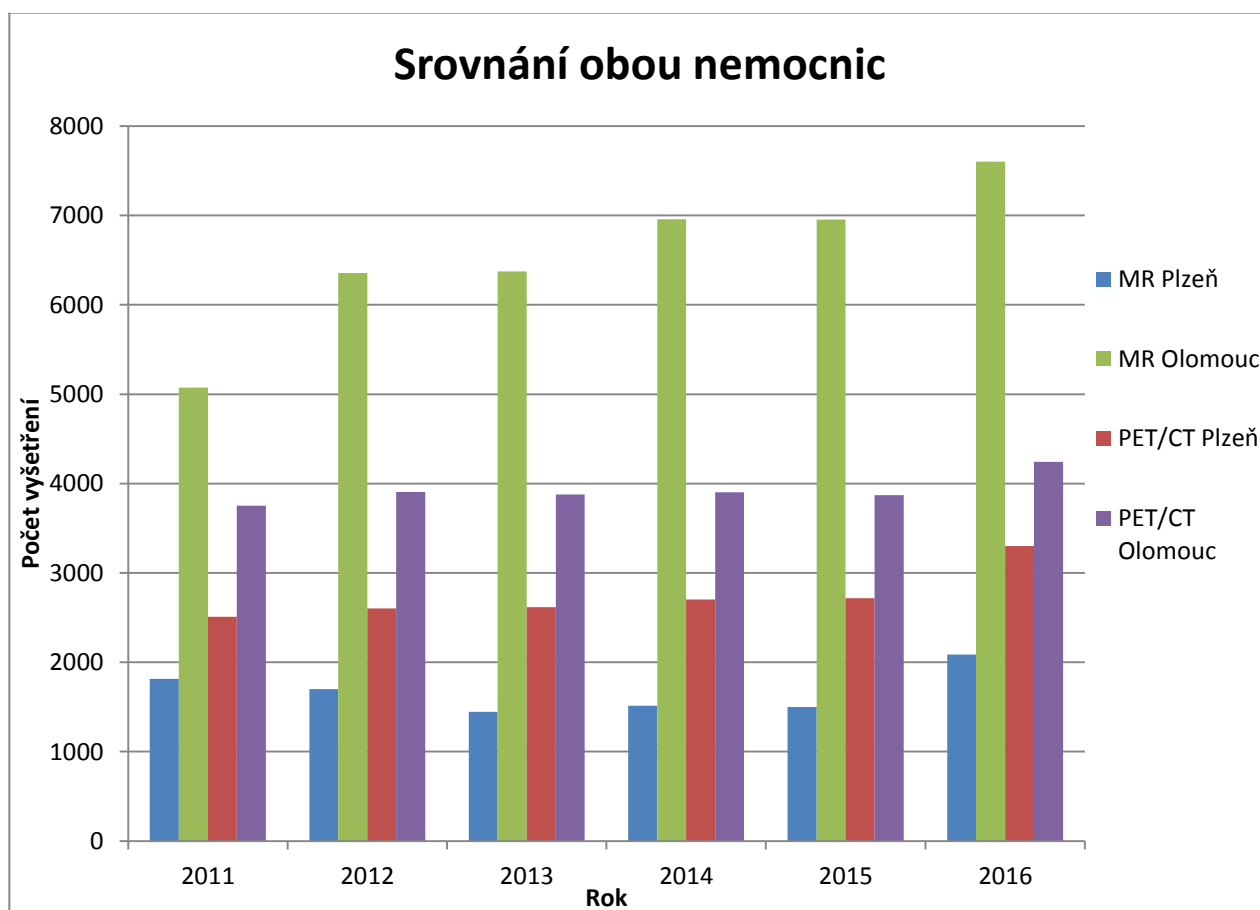


Z uvedeného grafu vyplívá, že využití PET/CT na obou nemocnicích stoupá. Rozdíl v počtu vyšetření není tak velký, jako u MR. Nejnižší počet provedených vyšetření byl v roce 2011 a nejvyšší v roce 2016.

Tabulka 10: Všechny statistiky získané od nemocnic FN Plzeň - Lochotín a FN Olomouc

	2011	2012	2013	2014	2015	2016
MR Plzeň	1814	1700	1444	1513	1500	2087
MR Olomouc	5072	6357	6374	6959	6955	7604
PET/CT Plzeň	2509	2602	2618	2701	2716	3301
PET/CT Olomouc	3751	3907	3879	3901	3872	4244

Graf 9: Porovnání počtu vyšetření a využití v obou nemocnicích



Toto je výsledný graf srovnání počtu vyšetření provedených na přístrojích MR a PET/CT ve fakultní nemocnici Plzeň – Lochotín a fakultní nemocnici Olomouc. Je zde vidět, že využití MR i PET/CT je mnohem vyšší ve fakultní nemocnici Olomouc. Využití jednotlivých metod se ale liší. Ve fakultní nemocnici Plzeň – Lochotín převažuje použití hybridního PET/CT na MR. Naopak ve fakultní nemocnici Olomouc převažuje vyšetření na přístroji MR.

DISKUZE

Zobrazovací metody jako celek tvoří nepostradatelnou součást léčebného algoritmu. Cílem teoretické práce byl popis postupu při plánování radioterapie, která je důležitá ke zdárné léčbě onkologického pacienta. Dále jsem stručně popsala, o čem pojednává radiační ochrana a popsala základní principy zadaných moderních zobrazovacích metod, a to MR a PET/CT. Dle prozkoumané literatury a zjištěných informací se tyto dvě metody využívají spíše při diagnostice onemocnění a nádorů, než při samotném plánování. Při plánování se nejčastěji používá výpočetní tomografie, CT simulátor. I přesto se zmíněné metody při plánování používají. MR velice dobře zobrazuje vnitřní orgány lidského těla, lépe než CT. Fúze PET a CT je také výhodnější, a to v diagnostické přesnosti a prostorové rozlišovací schopnosti.

Cílem praktické práce bylo ověřit využívání metod MR a PET/CT při plánování radioterapie a porovnat statistiky z různých nemocnic v České Republice. Žádala jsem o statistiky 8 nemocnic z ČR, které vlastní přístroj PET/CT. V ČR mnoho těchto přístrojů není, protože je tato metoda relativně nová a náklady na pořízení přístroje jsou vysoké. Psala jsem tedy do FN Olomouc, Masarykův onkologický ústav Brno, krajská zdravotní a.s. Ústí nad Labem, FN Hradec Králové, Nemocnice Na Homolce, FN Plzeň Lochotín, Krajská nemocnice T. Bati a.s. Zlín, Nemocnice nový Jičín a.s. Z těchto 8 nemocnic mi odpověděly pouze dvě nemocnice, a to fakultní nemocnice Plzeň Lochotín a fakultní nemocnice Olomouc. Proto ve své bakalářské práci porovnávám pouze tyto dvě nemocnice.

V první části zpracovávám statistiky poskytnuté z fakultní nemocnice Plzeň Lochotín. Nejprve jsem data z přístrojů MR a PET/CT zapsala do společné tabulky, a pak jsem je jednotlivě zpracovala formou grafu, ke kterému jsem vytvořila tabulky dat. Na prvním grafu je znázorněno využití MR. Nevyšší počty vyšetření byly provedeny v roce 2011 a 2016. Od roku 2011 do roku 2013 počty provedených vyšetření klesaly. Roky 2014 a 2015 byly nepatrně rozdílné. Na druhém grafu je znázorněno využití PET/CT. U této metody vidíme každým rokem vyšší počty provedených vyšetření. Nejméně vyšetření bylo provedeno v roce 2011, nejvíce provedených vyšetření bylo v roce 2016. Což potvrzuje fakt, že je tato metoda v Plzeňské nemocnici na Lochotíně stále využívanější. Od roku 2011 do roku 2015 se počet provedených vyšetření pozvolna zvyšuje. V roce 2016 se počet provedených vyšetření rapidně zvýšil. V posledním grafu této části srovnávám počty provedených

vyšetření od roku 2011 do roku 2016 obou metod. V tomto grafu je zřejmé, že ve fakultní nemocnici Plzeň Lochotín, je využívanější metodou PET/CT. Zřejmě díky již zmíněným výhodám oproti MR.

V druhé části zpracovávám statistiky získané z fakultní nemocnice Olomouc. Opět jsem získaná data zpracovala ve formě společné tabulky, a dále je zpracovávala formou grafů. V prvním grafu této části jsem zpracovala statistiky z MR přístroje ve fakultní nemocnici Olomouc. Na tomto grafu vidíme, že nejnižší počet provedených vyšetření byl v roce 2011. V roce 2012 a 2013 byly počty provedených vyšetření téměř stejné. Stejně jako v roce 2014 a 2015, kdy se počty provedených vyšetření lišily o 4 pacienty. Velký nárůst provedených vyšetření byl v roce 2016. Ve druhém grafu jsem zpracovala statistiky z PET/CT přístroje. Na tomto grafu vidíme, že nejnižší počet provedených vyšetření byl v roce 2011. V průběhu 6 let počet provedených na tomto pracovišti střídavě stoupá a klesá. Nejvyšší počet provedených vyšetření byl proveden v roce 2016. V posledním grafu této části porovnávám využití obou metod ve fakultní nemocnici Olomouc. V tomto grafu vidíme, že v této nemocnici, oproti fakultní nemocnici Plzeň Lochotín, převládá vyšetření na přístroji MR. V počtu provedených vyšetření má MR velkou převahu nad PET/CT.

V poslední části jsem vytvořila tabulku pro vyšetření na MR v obou nemocnicích. Vytvořila jsem graf, ve kterém je jasně vidět, že vyšetření na MR je mnohem více využíváno ve fakultní nemocnici Olomouc, než v té Plzeňské. Nejnižší počet provedených vyšetření byl zaznamenán v obou nemocnicích v roce 2011 a nejvyšší v roce 2016. Pak jsem vytvořila další tabulku pro vyšetření na PET/CT v obou nemocnicích. V tomto grafu vidíme, že počty provedených vyšetření ve fakultní nemocnici Plzeň Lochotín a Olomouc pozvolna stoupají. Nejnižší počet provedených vyšetření byl zaznamenán v roce 2011 a nejvyšší v roce 2016. Jako poslední jsem vytvořila tabulku všech získaných dat MR a PET/CT z obou nemocnic, a také graf, ve kterém porovnávám obě metody fakultní nemocnice Plzeň Lochotín i Olomouc. V tomto grafu je vidět, že Plzeňské nemocnici je využívanější metodou PET/CT. Ve fakultní nemocnici Olomouc je naopak používanější metodou MR. Také počty provedených vyšetření jsou v Olomoucké nemocnici vyšší než v Plzeňské. To je zřejmě dáno vyšším počtem obyvatel v Olomouckém kraji.

ZÁVĚR

Zobrazovací metody hrají při radioterapii významnou roli. Umožňují nám zjistit lokalizaci a informace o nádorovém onemocnění. Slouží k plánování ozáření a k verifikaci léčby. Tvoří nezbytnou část procesu péče o pacienta.

Správným výběrem zobrazovací metody docílíme přesnějšího ozáření, ke zjištění požadovaných informací o dané oblasti.

Zobrazovací metody se s vývojem techniky stále zdokonalují. Je možné metody kombinovat mezi sebou a tím tvořit tzv. fúze. Proces „fúze“ obrazu se využívá při plánování radioterapie. Pomocí fúze obrazu je možné získat přesnější informace o tumoru a jeho odlišení od zdravé tkáně. Tím je umožněno vytvořit takové ozařovací plány, kde je aplikovaná nejvyšší možná dávka přímo do ložiska nádoru. Díky tomu se šetří okolní tkáň a je zabráněno vzniku nežádoucích účinků.

Cílem této práce bylo popsat principy zadaných metod, popis radioterapie a samotného plánování. S tím souviselo i nastudování odborné literatury na toto téma. Problematika radioterapie i samotných principů metod je velice složitá a přesahuje rámec této bakalářské práce. Proto jsem se snažila vystihnout a najít ty nejdůležitější informace, které jsem pak psala do své bakalářské práce.

V této bakalářské práci jsem porovnávala statistiky dvou nemocnic, a to fakultní nemocnice Plzeň Lochotín a fakultní nemocnice Olomouc. Statistiky byly z období roku 2011 až 2016. Porovnávala jsem MR vyšetřená na obou nemocnicích, Stejně tak i vyšetření na PET/CT. Nakonec jsem porovnávala obě metody na obou nemocnicích v jednom grafu.

Touto prací zdůrazňuji to, že brzká diagnostika, použití správných metod a přené plánování má pro onkologického pacienta zásadní význam při jeho léčbě.

LITERATURA A PRAMENY

1. **MUDr. Ludmila Hynková, Prof.MUDr. Pavel Šlampa, CSc.** Radioterapie. *Radiační onkologie, učební texty*. Brno : Masarykův onkologický ústav, 2009, stránky 12-15.
2. **Malán, MUDr. Alexander.** Onkologie. *Vybrané kapitoly z nukleární medicíny*. Plzeň : KC Solid spol. s.r.o., 2013, stránky 159 - 168.
3. **MUDr. Jana Votrubová, CSc. a al., et.** Klinické PET a PET/CT. [autor knihy] CSc. MUDr. Jana Votrubová. *Klinické PET a PET/CT*. Praha : Galén, 2009, stránky 3-51.
4. **doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA, prof. MUDr. Josef Nekula, CSc. a Kozák, MUDr. Jiří.** Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Olomouc : Technická redakce Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 2012.
5. **prof. MUDr. Miroslav Heřman, Ph.D., a kolektiv.** Základy radiologie. *Základy radiologie*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2014.
6. **Doc. MUDr. Jan Baxa, Ph.D.,Bc. Tomáš Vendiš.** radiologieplzen.eu. *Základní informace MR*. [Online] 3. 4 2007. [Citace: 14. 2 2018.] <http://radiologieplzen.eu/zakladni-informace-mr/>.
7. **BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK.** Základy lékařské fyziky. 4. vydání. *Základy lékařské fyziky. 4. vydání*. Praha : nakladatelství Karolinum, 2015.
8. **CSc., prof. MUDr. Josef Nekula a MUDr. Jana Chmelová, Ph.D.** Základy zobrazování magnetickou rezonancí. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava : Ostravská Univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007.
9. **FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA.** Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha : Galén, 2009.
10. **MUDr. Pavel Fencl, CSc a MUDr. Otakar Bělohávek, CSc.** Internimedicina.cz: *HYBRIDNÍ ZOBRAZOVÁNÍ VÝPOČETNÍ A POZITRONOVOU EMISNÍ TOMOGRAFIÍ*. [Online] 2004. [Citace: 12. 2 2018.] www.internimedicina.cz.

11. **Brno, Výzkumná skupina při LF MU a LF MU Brno.** <http://fmri.mchmi.com>.
Fyzikální princip MRI. [Online] 11. 1 2008. [Citace: 14. 2 2018.]
http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13.

SEZNAM ZKRATEK

CT computed tomography, výpočetní tomografie

FN fakultní nemocnice

GIT gastrointestinální trakt

HDR high dose radiotherapy

HU Hounsfieldovajednotka

kV kilo volty

KL kontrastní látka

MR magnetická rezonance

ORL ušní, nosní, krční

PET pozitronová emisní tomografie

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Počet vyšetření provedených na přístroji MR ve fakultní nemocnici Plzeň – Lochotín od roku 2011 do roku 2016	36
Graf 2: Počet vyšetření provedených na přístroji PET/CT ve fakultní nemocnici Plzeň – Lochotín od roku 2011 do roku 2016	37
Graf 3: Srovnání využití Přístrojů MR a PET/CT ve FN Plzeň - Lochotín	38
Graf 4: Počet vyšetření provedených na přístroji MR ve FN Olomouc od roku 2011 do roku 2016.....	39
Graf 5: Počet vyšetření provedených na přístroji PET/CT ve FN Olomouc od roku 2011 do roku 2016.....	40
Graf 6: Porovnání počtu vyšetření provedených na přístrojích MR a PET/CT ve fakultní nemocnici Olomouc.....	41
Graf 7: Porovnání využití MR ve fakultní nemocnici Plzeň Lochotín a Olomouc	42
Graf 8: Porovnání využití PET/CT ve fakultních nemocnicích Plzeň Lochotín a Olomouc	43
Graf 9: Porovnání počtu vyšetření a využití v obou nemocnicích	44

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Srovnání T1 a T2 vážených obrazů.....	29
Tabulka 2: Počet vyšetření provedených ve fakulní nemocnici v Plzni – Lochotín na MR a PET/CT od roku 2011 do roku 2016, tabulka dat ke grafu 3.	36
Tabulka 3: Tabulka dat ke grafu č. 1	37
Tabulka 4: Tabulka dat ke grafu 2.....	38
Tabulka 5: Tabulka vyšetření provedených ve fakulní nemocnici Olomouc na MR a PET/CT od roku 2011 do roku 2016, tabulka dat ke grafu č. 6.	39
Tabulka 6: Tabulka dat ke grafu č. 4.....	40
Tabulka 7: Tabulka dat ke grafu č. 5	41
Tabulka 8: Tabulka dat ke grafu č.7	42
Tabulka 9: Tabulka dat ke grafu č. 8	43
Tabulka 10: Všechny statistiky získané od nemocnic FN Plzeň - Lochotín a FN Olomouc	44

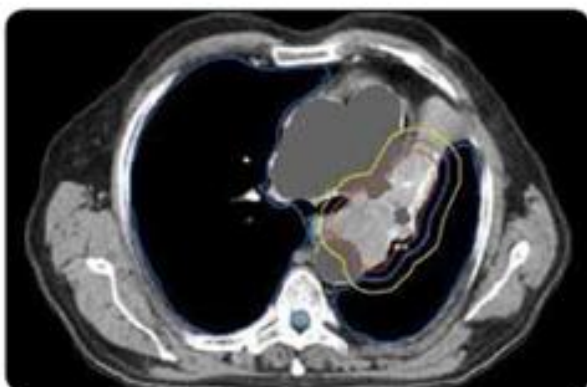
SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Princip zobrazení Výpočetní tomografií.....	16
Obrázek 2. Zobrazení CT, PET a fúze PET/CT.	22
Obrázek 3: Zobrazení koleního kloubu pomocí Magnetické rezonance	27
Obrázek 4: Zobrazení T1, T2 a PD sekvencemi.....	28

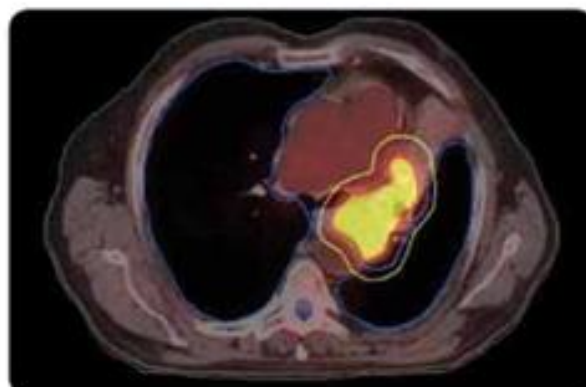
SEZNAM PŘÍLOH



Příloha 1 Přístroj PET/CT

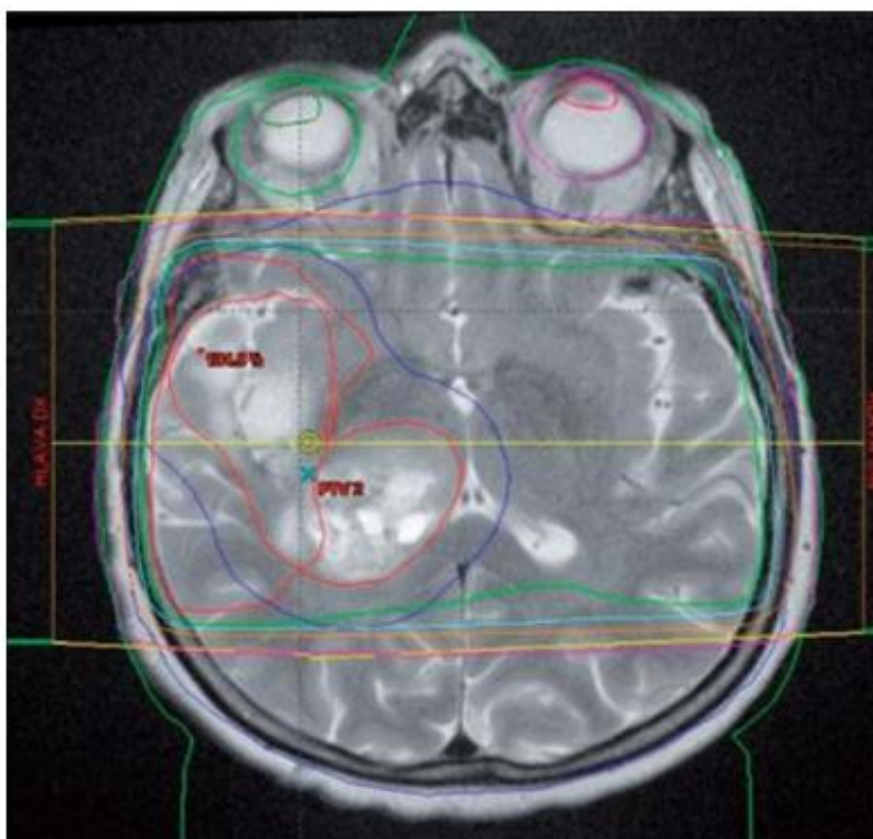


Obr. 3. Dlačdicobuněčný karcinom způsobující atelektázu. Kontrurace na základě CT dat.



Obr. 4. Dlačdicobuněčný karcinom způsobující atelektázu, stejný pacient jako na obr. 3. Kontrurace na základě PET/CT dat. Zde je patrné zmenšení velikosti PTV vynecháním části kolabované plíce.

Příloha 2: Využití PET/CT při plánování radioterapie dlačdicobuněčného karcinomu



Příloha 3: Použití MR při plánování radioterapie oblasti lůžka glioblastomu v Thomayerově nemocnici (Klinika radiační onkologie, MOÚ, Brno)



Příloha 4 Přístroj MR ve fakultní nemocnici Plzeň Lochotín