

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Kristýna Dejdová

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií

Využití magnetické rezonance pro plánování radioterapie

Kristýna Dejdová

Bakalářská práce

2017

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2015/2016

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Kristýna Dejdová**  
Osobní číslo: **Z14110**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **Využití magnetické rezonance pro plánování radioterapie**  
Zadávací katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

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

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. KORHONEN, Juha, Mika KAPANEN, Jani KEYRILÄINEN, Tiina SEPPÄLÄ, Laura TUOMIKOSKI a Mikko TENHUNEN. Absorbed doses behind bones with MR image-based dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Medical Physics* [online]. 2013, 40(1) [cit. 2017-02-27]. DOI: 10.1118/1.4769407. ISSN 00942405. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4769407>.
2. RAMSEY, Chester. R. and Andrian L. OLIVER. Magnetic resonance imaging based digitally reconstructed radiographs, virtual simulation, and three-dimensional treatment planning for brain neoplasms. *Medical Physics* [online]. 1998, 10(25) [cit. 2017-02-27]. DOI:10.1118/1.598382. ISSN 00942405. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.598382/full>.
3. SCHLEGEL, Wolfgang, Thomas BORTFELD and Anca GROSU. *New technologies in radiation oncology*. London: Springer, 2005. ISBN 3-540-00321-5.
4. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie*. Praha: Galén, c2007. ISBN 978-80-7262-469-0.
5. VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.


Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Jakub Grepl

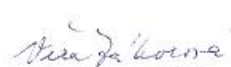
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. prosince 2015

Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2017

  
prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.  
děkan

L.S.

  
Věra Záhlová, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 27. února 2017

## Prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

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

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 4. 5. 2017

Kristýna Dejdová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Tím to bych chtěla poděkovat své rodině, která mi jak psychicky tak i finančně pomohla tuto školu studovat. Chtěla bych jim poděkovat za to, že se mnou měli pevné nervy, a nedovolili mi to vzdát. A moje největší poděkování patří panu Ing. Jakobovi Greplovi, který mi pomohl s touto bakalářskou prací. Bez něj bych to nezvládla. Děkuji Vám.

## **ANOTACE**

Tato bakalářská práce se zabývá využitím magnetické rezonance pro plánování radioterapie. Bakalářská práce je rozdělena na dvě části. První část je část teoretická. V teoretické části se zabývám radioterapií a jejím plánováním, dále magnetickou rezonancí a jejím principem, MR sekvencemi a tvorbou obrazu. V teoretické části se dále zabývám samotným tématem využití magnetické rezonance pro plánování radioterapie, jejími výhodami a problémy při využití, a současným stavem a vyhlídkami do budoucnosti.

V praktické části se zabývám výzkumem, který je zaměřen na změnu objemu močového měchýře mezi CT a MR vyšetřením.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Radioterapie, plánování, magnetická rezonance

## **TITLE**

Use of magnetic resonance imaging for radiotherapy planning

## **ANNOTATION**

This bachelor thesis deals with use of magnetic resonance for radiotherapy planning. The bachelor thesis is divided into two parts. The first part is a theoretical part. In the theoretical part it deals with radiotherapy and its planning, magnetic resonance and its principle, MR sequences and image formation. In the theoretical part next i deal with itself topic use of magnetic resonance for radiotherapy planning, its advantages and problmes in use, and current status and prospects fot the future.

In the practical part I deal with research, which is focused on change of the bladder volume between CT and MR examination.

## **KEYWORDS**

Radiotherapy, planning, magnetic resonance

## OBSAH

1	Úvod.....	11
2	Cíl práce.....	12
TEORETICKÁ ČÁST .....		13
3	Radiační onkologie .....	13
3.1	Historie a vývoj.....	13
3.2	Plánování radioterapie.....	14
3.2.1	Definice cílového objemu.....	14
3.2.2	Stanovení dávky.....	16
3.2.3	Algoritmus přípravy radioterapie.....	16
4	Magnetická rezonance .....	18
4.1	Základní princip magnetické rezonance.....	18
4.2	Základní vyšetřovací postupy .....	21
4.3	MR obrazy.....	22
4.4	MR sekvence .....	23
4.4.1	T1 vážený obraz.....	23
4.4.2	T2 vážený obraz.....	24
4.4.3	PD- proton denzitní obrazy.....	24
4.4.4	Inversion recovery .....	25
4.4.5	Rychlé sekvence .....	25
4.5	MR přístroje .....	26
4.5.1	Rozdělení magnetů a cívek .....	27
4.5.2	Gradientní magnetický systém.....	27
4.5.3	Stínění MR přístroje.....	29
4.5.4	Ovládací konzole .....	29
4.5.5	Kontrastní látky.....	29
4.5.6	Kontraindikace MR vyšetření.....	30



5	Využití magnetické rezonance pro plánování radioterapie.....	31
5.1	Výhody MRI pro plánování radioterapie .....	31
5.2	Problémy při využívání magnetické rezonance pro plánování radioterapie .....	32
5.2.1	Pozice magnetické rezonance při léčbě pomocí radioterapie .....	33
5.2.2	Odhad elektronové hustoty .....	34
5.3	Současný stav využití MRI v radioterapii a výzvy budoucnosti.....	35
5.3.1	Mozek, hlava, krk a páteř.....	35
5.3.2	Prostata.....	36
5.3.3	Gynekologická onemocnění .....	36
5.3.4	Rektum.....	37
5.3.5	Játra.....	37
5.3.6	Plíce .....	37
5.3.7	Prsa.....	38
6	Praktická část .....	39
6.1	MR prostaty ve Fakultní nemocnici Hradec Králové .....	39
6.1.1	Úvod.....	39
6.1.2	Návaznost CT a MR vyšetření.....	39
6.2	Hypotéza .....	39
6.3	Pacientská data a způsob jejich pořízení .....	40
6.4	Výsledky .....	40
7	Diskuze .....	48
8	Závěr .....	50
9	VLOŽENÉ OBJEKTY .....	51
9.1	Obrázky a tabulky .....	51
10	Použitá literatura .....	52

## SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
GTV	gross tumor volume
CTV	clinical target volume
PTV	planning target volume
PRV	planning organ at risk volume
CT	computer tomography
MLC	multileaf collimator
DVH	dose volume histogram
MR	magnetic resonance
SE	spin-echo sekvence
SI	intenzita signálu
TE	time to echo
TR	time to repeat
PD	proton denzitní obrazy
PET	pozitronová emisní tomografie
HU	Hounsfieldova jednotka
UTE	ultrashort echo time
RT	radioterapie

# 1 ÚVOD

Tato bakalářská práce pojednává o využití magnetické rezonance pro plánování radioterapie. Toto téma jsem si vybrala z důvodu, že jde o vyvíjení nové metody pro plánování radioterapie. Tato metoda se v České republice teprve rozvíjí a zkoumá se její přínos a funkčnost. Bakalářská práce objasňuje princip magnetické rezonance a její využití právě pro plánování radioterapie. Bakalářská práce se bude zabývat, zdali má magnetická rezonance výhody či nevýhody, a jestli v budoucnu bude magnetická rezonance užívána běžně pro plánování radioterapie. Práce je rozdělena na dvě části a to část teoretickou a část praktickou. Teoretická část se bude zabývat všeobecně radiační onkologií, její historií, a samotnému algoritmu plánování, dále se bude věnovat principu magnetické rezonance, jejím výhodám, základním vyšetřovacím postupům, sekvencím a tvorbě obrazu. Druhá část teoretické práce se bude zabývat výhodami využití magnetické rezonance pro plánování radioterapie, jejím výhodám, současnému stavu využití, a využívání v budoucnosti.

V části praktické bude prováděn výzkum o zvětšení močového měchýře mezi CT vyšetřením a vyšetřením pomocí magnetické rezonance. Zdali bude mít čas nějakou souvislost se zvětšením močového měchýře.

## **2 CÍL PRÁCE**

Cílem této práce je popsat princip magnetické rezonance a její využití pro plánování radioterapie. Zjistit její výhody a nevýhody a její využití do budoucnosti. Cílem praktické části je výzkum, který by měl dokázat závislost zvětšení močového měchýře, mezi CT vyšetřením a MRI vyšetřením na čase mezi vyšetřeními. Čím delší čas mezi vyšetřeními, tím větší by mělo být zvětšení močového měchýře.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 3 RADIČNÍ ONKOLOGIE

Radiační onkologie je poměrně mladý obor. Je to klinický a vědecký obor, který využívá ionizujícího záření k léčbě nemocných pacientů. Je využívána k léčbě jak maligních tak i benigních nádorů. Léčí se buď samostatně, jen s pomocí ionizujícího záření, nebo v kombinaci s jinými léčebnými metodami. Specializuje se na léčbu především maligních nádorů. Nedílnou součástí radioterapie je přesné zaměření dávky záření, tak aby byla minimálně poškozena a především chráněna zdravá okolní tkáň. Hlavním výsledkem radioterapie je zničení nádorů, a také především obnovení kvality života pacienta a jeho prodloužení. Mimo úplného vyléčení pacienta hraje radioterapie roli v paliativní léčbě. Paliativní léčba vede ke zkvalitnění života nemocného a jeho prodloužení, nikoliv k vyléčení nemoci (SPURNÝ, ŠLAMPA, 1999, s.4).

### 3.1 Historie a vývoj

Pro radioterapii a její vývoj je důležité datum 8.listopadu 1895. V tento den fyzik Wilhelm Conrad Röntgen objevil paprsky X. Byl to významný objev pro všechny lékařské i nelékařské obory využívající radioaktivní záření. Za tento objev byla W.C. Röntgenovi udělena Nobelova cena. Paprsky X přinesly nové diagnostické možnosti. Brzy také bylo zjištěno, že se s úspěchem dají paprsky X použít pro léčebné účely. Jako první úspěšný pokus byla léčba rakoviny kůže a prsu. Vedlejší účinky paprsků X byly dokázány až později. Radioterapeutičtí pracovníci měli v počátku velmi obtížné podmínky, za kterých museli pracovat.

21. ledna 1935 vzniká v Brně Masarykův onkologický ústav, který byl prvním specializovaným onkologickým pracovištěm u nás. Nejdříve byla pracoviště zaměřena jen na léčbu paliativní, až během několika dalších let se prováděla léčba kurativní. V roce 1936 byl otevřen další radioléčebný ústav v Praze. Během 2. světové války byl v budově Fakultní nemocnice v Praze zřízen německý rentgenologický ústav, který byl posléze přeměněn na radiologickou kliniku. V roce 1961 byl na pracovišti jako první přístroj svého druhu v Československu instalován kanadský kobaltový ozařovač Theratron Junior. Onkologické oddělení Radiologické kliniky se osamostatnilo roku 1973 a téhož roku 1. února vznikla Onkologická klinika. V České republice vznikalo mnoho center léčby pomocí záření,

nejdříve bylo spojováno s radiodiagnostikou, ale během let se radioterapie jako obor osamostatnil a stává se samostatným oborem (ŠLAMPA, PETERA, 2007, s. 3-7; ŠLAMPA a kol., 2011, s. 11-14).

## **3.2 Plánování radioterapie**

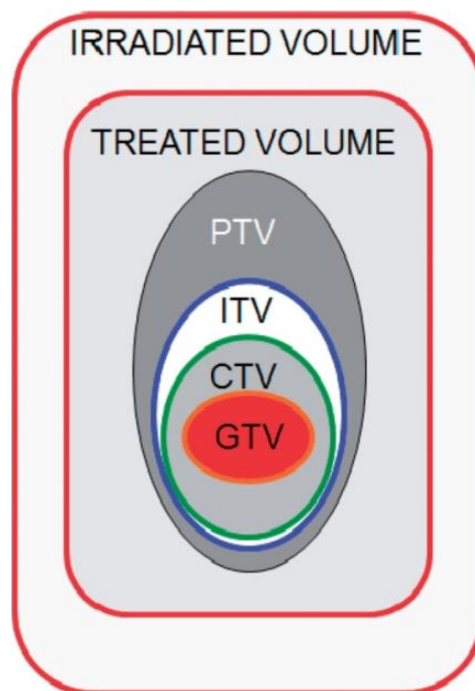
Plánování léčby pomocí ozáření je založeno v nalezení optimálních ozařovacích podmínek, pacient musí obdržet dostatečnou dávku záření do nádorového ložiska, ale zároveň musí být co nejvíce ušetřena zdravá tkáň. Při plánování radioterapie musíme stanovit cíl ozáření na základě zhodnocení typu a rozsahu nádoru, dále záleží na biologickém stavu pacienta, jiných přidružených onemocnění, musí být stanoven cílový objem a rizikové orgány, určení dávky a časové rozložení dávky, dále musí být zvolen zdroj záření a technika záření, musí být sestaven izodózní plán, zadána data do verifikačního systému, ověřena ozařovaná pole na ozařovači, a musí být provedena dozimetrická kontrola ozáření. Předtím než pacient zahájí radioterapeutickou léčbu, musí podstoupit rozhovor s radiačním onkologem. Lékař pacientovi sdělí a vysvětlí plán léčby, dále ho seznámí s průběhem naplánování léčby a s důvodem léčby, pacient také musí být informován o možných komplikacích při léčbě a o jejich předcházení. Pacient by měl mít dostatek času na vstřebání informací a měl by lékaři podepsat potvrzení, že je s léčbou seznámen a souhlasí s ní (ŠLAMPA, PETERA, 2007, s.53; BINAROVÁ, 2012, s.34).

### **3.2.1 Definice cílového objemu**

Cílový objem je část pacientova těla, kam má být aplikována co nejvyšší dávka záření, která má za úkol zničit nádorové buňky. Nejedná se pouze o oblast, kde je samotný nádor, ale část která jej obklopuje. Tato oblast může také obsahovat nádorové buňky, a proto je nezbytné jí zahrnout do ozařovaného objemu. Do cílového objemu také patří bezpečnostní lemy. Bezpečnostní lem je taková část nádoru, která se působením fyziologických pochodů pohybuje, například dýchací a trávicí pohyby. Tento lem zaručí, že bude nádor i přes fyziologické pohyby v ozařovaném poli. Nejvyužívanější definici, která stanovuje cílový objem, je report 83 mezinárodní organizace ICRU.

Podle ICRU 50,62 a 83 se definují 3 základní objemy :

- *GTV (gross tumor volume) - je to oblast samotného nádoru*
- *CTV (clinical target volume) – je to klinický cílový objem, který zahrnuje jak samotný nádor, tak i lem, který zahrnuje potencionální mikroskopické šíření*
- *PTV (planning target volume) – je to plánovaný cílový objem , který zahrnuje klinický cílový objem s bezpečnostním lemem, ten bere v potaz i fyziologické pohyby nádoru a chyby v nastavení pacienta (BINAROVÁ, 2012, s.26).*
- *ITV (internal target volume)- ITV zahrnuje CTV spolu s lemem, který bere v úvahu změny CTV způsobené fyziologickými pohyby, změnami velikosti a tvaru (např. změny v poloze CTV způsobené dýcháním, obsahem močového měchýře nebo rekta) (Journal of the ICRU)*



**Obrázek 1** – Znáznornění objemu pro plánování radioterapie <sup>1</sup>

<sup>1</sup> ICRU 62 (1999). Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999, Washington.

Určení cílového objemu má pro radioterapii velký význam. V plánování radioterapie byl kromě definice cílového objemu zaveden i tzv. plánovací objem rizikových orgánů neboli PRV (Planning organ at Risk Volume). PRV bere v potaz pohyby a změny tvaru či velikost rizikových orgánů během ozařování, a také nepřesnosti, které vznikají při špatném nastavení pacienta. Dávka, kterou má pacient určenou, musí být rozšířena do celého plánovacího objemu. Cílový objem se vymezuje pomocí zobrazovacích metod (BINAROVÁ, 2012, s.26-27; ŠLAMPA, PETERA, 2007, s.54).

### **3.2.2 Stanovení dávky**

Určení dávky, kterou pacient obdrží do cílového objemu, je klíčovou úlohou při plánování radioterapie. Dávka záření se zaměřuje podle doporučení ICRU Report 50 do izocentra. Izocentrum by mělo být umístěno přibližně uprostřed cílového objemu. Doporučená norma dávky v izocentru je 100 %. Dávka může kolísat v rozmezí 95-107 % (BINAROVÁ, 2012, s.28; ŠLAMPA, PETERA, 2007, s.54).

### **3.2.3 Algoritmus přípravy radioterapie**

Plánování radioterapie je poměrně složitý a náročný proces, který obsahuje celou řadu na sebe navazujících kroků. Nejdříve je potřeba zafixovat lokalizaci nádoru. Imobilizace je nutná pro zajištění přesného nastavení pacienta během celé doby ozařování. K imobilizaci pacienta je použita řada pomůcek například obličejové masky, klíny a jiné. Jako první musí být lokalizován nádor pomocí zobrazovacích metod. Standardně se používá CT simulátor, ale v dnešní době se k plánování radioterapie začíná používat i magnetická rezonance. Plánování se provádí v takové poloze, v jaké bude pacient ozařován. Na snímcích se vyznačí cílový objem a kritické orgány. Dále je za potřebí, určit vhodnou ozařovací techniku, která se volí podle vhodné dávkové distribuce. Uspořádání může být buď v jedné rovině neboli koplanární nebo ve více rovinách non-koplanární. K modifikaci svazku se používají klínové filtry. K úpravě nehomogenity dávkové distribuce se využívají kompenzační filtry, klasické stínící bloky nebo vícelamelové kolimátory MLC sloužící k vykrývání části pole.

Ozařovací plán se optimalizuje pomocí objemových histogramů DVH - dose volume histogram. Křivky ukazují objemovou expozici a kritické orgány. Systém poskytuje možnost porovnání DVH pro různé ozařovací techniky, aby byla vybrána ta nejvhodnější. Poslední a neméně důležitou fází procesu plánování je přenos polohy izocentra na povrch pacienta.



Poloha pacienta by měla být pohodlná, aby v ní vydržel po celou dobu ozařování, a aby se zamezily možnosti pohybu. Podle souřadnic x, y, z produkovaných plánovacím systémem, se pacientovi na těle nakreslí orientační značky, podle kterých bude pacient při ozařování pokládán stále do stejné pozice (BINAROVÁ, 2012, s.34-39; ŠLAMPA, PETERA, 2007, s.54-55).

## 4 MAGNETICKÁ REZONANCE

Magnetická rezonance je neinvazivní metoda, která se od 70. let stává postupně nedílnou součástí zobrazovacích metod užívaných lékařskou vědou. První snímek magnetickou rezonancí byl získán v roce 1973 Paulem C. Lauterburem, který pomocí MR získal řez dvou trubic naplněných vodou. Už v roce 1976 P. Mansfield a A. A. Maudsley získal pomocí magnetické rezonance první obraz lidského prstu. Tato metoda je založena na rozdílných magnetických vlastnostech jader různých prvků. Především rozvoj výpočetní techniky se stal předpokladem, aby se MR stala běžně používanou zobrazovací metodou moderní medicíny (VLASTIMIL VÁLEK, JAN ŽIŽKA, 1996, s.5).

### 4.1 Základní princip magnetické rezonance

Magnetická rezonance se zakládá na jiném principu, než vyšetřování rentgenovými paprsky jako klasické RTG nebo CT. Při vyšetřování, kde se používají rentgenové paprsky, se využívá absorpce záření v tkáni. Rozdílnou absorpcí v jednotlivých tkáních je dán kontrast vzniklého obrazu. Ionizující záření, které používáme, má určitá rizika pro lidský organismus. Při magnetické rezonanci se však ionizující záření nepoužívá. MR je založena na principu silného magnetického pole a signálu, který vytvářejí jádra atomů, která jsou v pacientově těle (JOSEF NEKULA, JANA CHMELOVÁ, 2007,s.7).

„Magnetická rezonance má tyto zásadní přednosti:

- *Lepší kontrast měkkých tkání*
- *Vyšetření je možné provádět v jakékoli rovině*
- *Zobrazení mozkových cév bez podání kontrastní látky*
- *Neionizující typ vyšetření*
- *Speciální vyšetřovací postupy- mozková difúze, funkční MR, MR spektroskopie“*  
(JOSEF NEKULA, JANA CHMELOVÁ, 2007,s.7)

Pro pochopení principu funkce magnetické rezonance se využívá pojem vektor. Je to veličina, která určuje velikost, směr a začátek působení. Vektorem označujeme směr a velikost magnetického pole. V okolí každé elektricky nabitě částice, která se pohybuje, vzniká magnetické pole. Při změně velikosti elektrického proudu se změní i velikost magnetického pole. Magnetické pole nemá kladný ani záporný elektrický pól, proto se může nazývat magnetickým momentem.

Atom se skládá z jádra, kde jsou protony a neutrony, a obalu, který obsahuje elektrony. Neutrony jsou neutrálně nabitě částice, protony jsou částice, které mají kladný náboj. Kladně nabitě částice neustále rotují kolem své vlastní dlouhé osy. Tuto rotaci (pohyb) nazýváme spin. V okolí každé nabitě a pohybující se částice se vytváří magnetické pole neboli magnetický moment. Pro princip magnetické rezonance využíváme atomová jádra, která mají liché atomové číslo. Jádra s lichým atomovým číslem mají jeden nepárový proton, díky kterému si jádro zachová svůj magnetický moment. Atom vodíku je prvořadý zástupce atomu s lichým číslem. Lidské tělo je tvořeno ze 2/3 vodíku, a tudíž je vodík pro využití zobrazení pomocí MR nejideálnější. Vodík má silný magnetický moment, a proto se nejlépe měří jeho změny.

Za normálních podmínek jsou protony vodíku uloženy náhodně. Orientace dlouhých os směřuje různě, a tudíž se magnetické momenty navzájem ruší. Magnetický moment v tkáni se navenek rovná nule. Umístíme-li však člověka do velmi silného statického magnetického pole-  $B_0$ , protony se uspořádají se svými osami rovnoběžně se siločarami magnetického pole. Část protonů se postaví do paralelního postavení, magnetický moment protonů se orientuje shodně s vektorem vnějšího magnetického pole. Druhá část protonů je otočena o  $180^\circ$  opačně, tzv. antiparalelně. Protonů, které jsou v paralelním postavení, je o malé množství více než antiparalelních. Antiparalelní postavení je energeticky náročnějším stavem, a proto je takto postavených protonů o něco méně. Kdyby bylo paralelních a antiparalelních protonů stejné množství, vyrušil by se celkový magnetický moment, a tkáň by se chovala neutrálně. Intenzita statického magnetického pole se značí v jednotkách Tesla. V dnešní době se používá intenzita MR přístrojů v rozmezí 1,5-3 T.

Protony kromě rotačního pohybu-spinu, vykonávají ještě jeden druh pohybu-precise. Precese je rotační pohyb, který se podobá točení dětské káči. Rotující proton krouží ještě kolem domnělé osy (pomyslného kužele), která je shodná se siločarou magnetického zevního pole magnetu. Protony však nerotují synchronně, nejsou tzv. ve fázi, což znamená, že každý proton se točí po stejné dráze i se stejnou rychlostí, ale nachází se každý v daný moment na jiném místě. „*Frekvence precesního pohybu závisí na síle statického magnetického pole a tzv. gyromagnetickém poměru*“. Tato závislost se označuje Larmorovou frekvencí  $\omega = B_0 \cdot \gamma$ , kdy  $\omega$  nám určuje rychlost otáčení a  $\gamma$  je gyromagnetická konstanta. Frekvence rotujících spinů i frekvence  $B_0$  musí být stejná (NEKULA, CHMELOVÁ, 2007, s. 7-9; VÁLEK, ŽIŽKA, 1996, s.5-7).

Nejhlavnějším problémem je změření velikosti magnetického momentu v tkáni, protože jeho velikost je nesmírně malá. Pokud však změním uspořádání protonů, magnetický moment získá jiný směr a ten už můžeme změřit. Pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu změním polohu protonu tím, že mu dodáme energii. Tento jev nazýváme excitace. Proton, který obdržel větší energii, zároveň zvýší i svou oscilaci. Pomocí excitace se změni směr vektorů, kdy dlouhá osa protonu se vychýlí o  $90^\circ$  nebo až o  $180^\circ$ . Tomuto pohybu říkáme podélná magnetizace. Aby protony vodíku přijaly energii, která jim je dodána, musí Larmorova frekvence být stejná jako frekvence radiofrekvenčního impulsu. Fyzikální jev, který tomu odpovídá, se nazývá rezonance.

Protony začnou provádět precesi synchronně, díky vlivu radiofrekvenčního impulsu, a tím jejich magnetické momenty budou mít jeden stejný směr. K příčné magnetizaci dochází, pokud se transverzální pohyb zvětšuje, ale zůstává stále synchronní. Tím se naopak podélná rotace potlačuje. Pokud elektromagnetický impuls na proton už nepůsobí, vrací se do svého původního stavu, a tento děj nazýváme relaxace. Proton při relaxaci vyzařuje energii ve formě elektromagnetického záření, které se pohlcuje ve tkáních. Postupně se vrací do svého paralelního uspořádání. Doba, za kterou se podélná magnetizace vrací do normálního stavu, označujeme jako čas  $T_1$ . *„Doba  $T_1$  je čas, za který podélná magnetizace dosáhne 63% původní velikosti“.*

Příčná magnetizace naopak zaniká, při tomto jevu dochází k desynchronizaci protonů. Doba, za kterou se protony rozfázují, je podstatou času  $T_2$ . *„ $T_2$  je čas, kdy příčná relaxace klesne na 37% původní hodnoty“.*

Tyto časy jsou různé, závisí na chemickém složení tkáni i na velikosti molekul. Tkáně, které obsahují větší množství tekutin, mají  $T_1$  a  $T_2$  časy delší než v tkáni tukové. Pro zobrazení pomocí magnetické rezonance lokalizujeme polohu jednotlivých protonů v trojrozměrném prostoru. Využíváme přídatná gradientní pole, která jsou vkládána do hlavního magnetického pole ve třech na sebe kolmých rovinách- x, y, z. Po zapnutí všech tří cívek, nebude síla  $B_0$  v žádném místě trojrozměrného obrazu stejná.(NEKULA, CHMELOVÁ, 2007, s. 9-10; VÁLEK, ŽIŽKA, 1996, s. 10-11)

## 4.2 Základní vyšetřovací postupy

Základními vyšetřovacími technikami je určování T1 a T2 relaxačních časů. Sekvencí pojmenováváme sérii impulsů, tyto impulsy se zpravidla opakují mezi jednotlivými relaxacemi. Toto vyšetření nazýváme spin-echo sekvence (SE). Časy T1 a T2 jsou na sobě závislé, a tudíž síla podélné magnetizace ovlivňuje přímo magnetizaci příčnou. Této závislosti se využívá i v praxi, tak že při opakovaných impulsích nečekáme, až čas T1 docílí svého maxima, ale impuls z důvodu zkrácení vyšetřovací doby přichází dříve. Čím větší je v daném okamžiku čas T1, tím větší je čas T2. Signál vody je v tkáních slabší, než signál tuku. Můžeme tedy změřit rozdíly intenzity signálu (SI) v různých tkáních, ty se liší v odstínech šedi. Toto zobrazení pojmenováváme T1 vážený obraz. *„T1 obrazy mají krátkou dobu relaxace i excitace“*.

Pokud zkrátíme dobu podélné magnetizace je její signál silnější. V T1 čase je tuk světlejší (hypersignální), protože doba relaxace je kratší.

Zobrazení T2 je charakterizováno dlouhými časy, protože rozdíly T1 relaxačních časů v tkáních nejsou zřetelné, pokud tkáň s dlouhým relaxačním časem T1 docílí původní velikosti magnetizace podélné. Pokud však převáží změny v magnetizaci příčné, můžeme rozdíly v T2 časech změřit. *„Čím je delší čas T2, tím je intenzita signálu větší“*.

Při spin-echo sekvenci dodáváme protonům impuls, který protony vychýlí o 90°. Další impuls vyšleme v době desynchronizace protonů a vymizení příčné magnetizace. Tento impuls vychýlí proton o 180°, což protony uvede do antiparalelního postavení. Nyní můžeme změřit precesní pohyb, který je v opačném postavení. Při použití obou impulsů využíváme polovičních časů, a ty můžeme sčítat do výsledného času TE (Time to Echo). Doba, která je mezi jednotlivými 90° impulsy se nazývá TR (Time to Repeat).

Můžeme používat i speciální sekvence, které nazýváme Inversion recovery. Při této sekvenci se využívá obrácený postup, kdy nejprve dodáme 180° impuls a poté až 90°. Čas, který je mezi jednotlivými impulsy nazýváme Inversion Time. Mezi nejvyužívanější typy jsou sekvence FLAIR a sekvence STIR. Sekvence FLAIR potlačuje signál vody a sekvence STIR potlačuje signál tuku.

V dnešní době se hledají cesty k zkrácení dlouhé doby sekvencí, umožňují to převážně gradientní echa a ostatní typy rychlých sekvencí. U gradientního echa je podstatou náhrada 90° a 180° vychýlení, pouze 10°- 50° vychýlením. Při této sekvenci používáme i gradientní cívky. Magnetické pole gradientní cívky se na krátký čas přidá k základnímu

magnetickému poli a výsledkem tohoto jevu je gradientní echo, které detekujeme jako silný magnet.

U dalších druhů rychlých sekvencí se zkrátí čas na desítky a někdy až jednotky sekund. U sekvencí je ponechán  $90^\circ$  impuls, který je následován sérií odlišných gradientů (NEKULA, CHMELOVÁ, 2007, s.11-12).

### 4.3 MR obrazy

Obraz magnetické rezonance je závislý na výběru vrstvy a kódování prostorových souřadnic. Pomocí výběru vrstvy můžeme magnetickou rezonancí zobrazit orgán, který je vyšetřován ve třech základních rovinách, a to v rovině transverzální, koronární a sagitální. Používají se k tomu gradientní cívky, které usměrní tok do třech základních rovin x, y, z.

Další technika zobrazení kódování prostorových souřadnic se odehrává buď v horizontálním nebo ve spirálovém směru. Rekonstrukce a výpočet je velmi složitý proces.

V centru K-prostoru bývá signál výraznější, než-li signál na periférii. Díky využívání nových metod, které zrychlují čas vyšetření, se signály v periférii vynulují, a tím se významně zkrátí čas rekonstrukce a tvorba obrazu.

Kvalita a výsledný obraz magnetické rezonance závisí na vnitřních a vnějších podmínkách. Mezi vnitřní podmínky řadíme spinovou hustotu, magnetickou susceptibilitu a relaxační časy.

Spinová hustota je množství volných jader vodíku v jednotce objemu. Čím větší je spinová hustota, tím vyšší je signál zobrazovací tkáně. Naopak kosti, kovové implantáty, kalcifikace a tkáně, které mají nízkou spinovou hustotu, nemají žádný signál.

*„Magnetická susceptibilita je schopnost tkáně stát se magnetickou“.* Pozitivní magnetickou susceptibilitu mají látky, které mají nepárové elektrony v obalu. Jsou to látky paramagnetické a ferromagnetické. Ferromagnetické látky produkují stálé magnetické pole, ale paramagnetické látky pouze magnetické pole dočasné.

Každá tkáň má jiné relaxační časy. Například mozková tkáň má delší relaxační časy než mozkomíšní mok.

Mezi podmínky vnější řadíme hodnoty TE a TR, dále velikost statického magnetického pole, velikost matice a tloušťky vrstvy a počet excitací.

Hodnoty TE a TR lze měnit, pokud klesá hodnota TR, klesá i amplituda signálu.

Intenzita signálu statického magnetického pole se zvyšuje s druhou mocninou  $B_0$ . Velmi důležitá je i homogenita statického magnetického pole, čím větší je homogenita, tím je kvalita obrazu vyšší.

Trojrozměrný obraz se skládá z pixelů a voxelů. „*Obrazová matice je složena z definovaného počtu pixelů*“. Objem voxelu se zmenšuje s rostoucí velikostí matice. Lepší detail obrazu získáme zmenšením objemu voxelů, ale zároveň stoupne šum, ten způsobí zhoršení kvality obrazu. V praxi se používá k vyšetřování tloušťka vrstvy 5 mm.

Pro pořízení lepšího obrazu magnetickou rezonancí, zvyšujeme počet excitací, tím se však ale zvyšuje i doba vyšetření (NEKULA, CHMELOVÁ, 2007, s. 13-14).

## 4.4 MR sekvence

MR sekvencí je v dnešní době velké množství a s novými technikami přibývají. Základní používanou sekvencí je Spin-Echo sekvence.

*T1 v.o. krátké TR i TE*

*T2 v.o. dlouhé TR i TE*

*PD dlouhé TR a krátké TE*

### 4.4.1 T1 vážený obraz

T1 vážený obraz má krátké TR (500 ms) i TE (20 ms). Je to krátká spin-echo sekvence.

U T1 váženého obrazu je:

- Tekutina (moč, žluč, likvor) je tmavá neboli hyposignální
- Tuk je zde bílý neboli hypersignální
- Solidní tkáně jsou světlejší, lehce hypersignální
- Kalcifikace, proudící krev, kompakta-druh kostní tkáně jsou asignální

S hodnotami TR i TE můžeme pohybovat, upravovat je. Pokud se hodnota TR zkrátí, dostaneme intenzivnější signál. U T1 váženého obrazu jsou tekutiny tmavší než solidní tkáň. T1 v.o. se používá jako základní sekvence téměř u většiny vyšetření. Používá se k přesné anatomické správnosti (NEKULA, CHMELOVÁ, 2007, s.16 ; VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s. 51).

#### **4.4.2 T2 vážený obraz**

T2 vážený obraz je dlouhá spin-echo sekvence. TR (2000 ms) i TE (90 ms) jsou dlouhé.

U T2 váženého obrazu je:

- Tekutina (moč, žluč, likvor) je bílá, hypersignální
- Tuk je zde šedý, izo až hyposignální
- Solidní tkáň jsou tmavé neboli hyposignální
- Kalcifikace, proudící krev, kompakta jsou asignální

I u T2 vážených obrazů můžeme pohybovat s TR i TE. Pokud prodloužíme TR, zesílíme signál vody. Na rozdíl od T1 jsou solidní tkáň na T2 v.o. tmavší než-li tekutina. „T2 v.o. jsou citlivější v časné detekci vody, což má hlavní výhodu v průkazu edému“. U T2 vážených obrazů lépe posuzujeme tkáňová rozhraní (VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s.52; NEKULA, CHMELOVÁ, 2009, s.16).

#### **4.4.3 PD- proton denzitní obrazy**

Proton denzitní obrazy jsou součástí T2 sekvence. Jejich TR je dlouhé (2000 ms) a TE je krátké (20 ms). U PD obrazů je tekutina převážně tmavě šedá. Signál proton denzitních obrazů je závislý na hustotě protonů v tkáni. PD obrazy převážně využíváme u zobrazování muskuloskeletálního systému, se sekvencemi na potlačení tuku (NEKULA, CHMELOVÁ, 2009, s.16; VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s.52 ).



#### 4.4.4 Inversion recovery

Inversion recovery je velmi zvýrazněná T1 sekvence, té se dosáhne zvýšením podélné magnetizace a obráceným postupem  $90^\circ$  a  $180^\circ$  excitací. IR používáme zejména v sekvencích, při kterých se potlačuje signál určitých tkání. Tyto tkáně jsou poté asignální.

V praxi užíváme převážně dvě sekvence:

##### STIR

Je to sekvence, která se používá, abychom potlačili signál tuku. Využíváme jí především při vyšetřeních páteře nebo velkých kloubů. Ve STIR sekvenci je tuk černý, a tudíž vynikají patologická ložiska, která obsahují velké množství vody, a jsou hypersignální. V těchto sekvencích můžeme lépe rozeznat chrupavku a přilehlé části kompakty. STIR sekvence jsou nedílnou součástí vyšetření muskuloskeletálního systému. STIR sekvenci můžeme využívat i v kombinaci s jinými sekvencemi.

##### FLAIR

Je to sekvence, která se používá na potlačení signálu vody. Likvor a jiné tekutiny jsou na FLAIR sekvencích asignální nebo hyposignální. Naopak patologická ložiska zůstávají hypersignální. FLAIR sekvence se převážně využívají v diagnostice roztroušené skleróze (VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s.52; NEKULA, CHMELOVÁ, 2009, s. 17).

#### 4.4.5 Rychlé sekvence

Vyšetření magnetickou rezonancí je poměrně dlouhé, čím delší bývá vyšetření, tím je vyšší riziko pohybových artefaktů. Z tohoto důvodu se stále hledají a vyvíjejí nové sekvence, které by zrychlily dobu vyšetření, ale ne za cenu toho, aby se zhoršila kvalita pořízeného obrazu. Pro rychlé sekvence se komplexně využívá termín gradientní echo. Pro dosažení kratšího času vyšetření, využijeme zmenšení vychylovacího úhlu na  $15^\circ$ -  $50^\circ$ , tím se nám zřetelně sníží TR a zmenší počet excitací. Používá se mnoho druhů rychlých sekvencí, převážně mívají v názvu fast a turbo.

Nejpoužívanější jsou Single shot SE a Multi shot SE. Single shot SE mají pouze jednu excitaci a velmi rychlé sekvence. Zkracuje se Fourierova frekvence, pomocí redukce K-prostoru na 50%. Nejvyužívanější sekvencí je HASTE, která se nejčastěji používá při vyšetření srdce, břicha a plodu.

Multi shot SE zaznamenává data po každé excitaci jenom z části K-prostoru. Využívají se při zobrazení mozkomíšního moku nebo při zobrazení žlučových a pankreatických vývodů (VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s. 52; NEKULA, CHMELOVÁ, 2009, s. 19).

## 4.5 MR přístroje

Přístroj pro magnetickou rezonanci se skládá z těchto základní částí:

- *„Homogenní stacionární magnet  $B_0$  s napájecím a chladícím zařízením. Součástí je i korekční systém na zlepšení homogenity.*
- *Gradientní cívky a jejich elektrické zdroje.*
- *Vysokofrekvenční vysílač a cívka na výrobu excitačního magnetického pole  $B_1$ .*
- *Vysokofrekvenční přijímač a jiné druhy přijímacích cívek.*
- *Počítačový systém na zpracování signálu, rekonstrukci a archivaci obrazu.*
- *Vysokofrekvenční magnetické stínění.*
- *Vyšetřovací stůl magnetu přístroje.*
- *Doplňky (monitorace EKG, dýchání apod.)“*

(VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s. 52)

Podle síly magnetického pole můžeme MR přístroje rozdělovat na velmi nízké, ty mají sílu do 0,2 T, dále nízké do 0,3 T, střední 0,5- 1,0 T, a vyšší 1,0- 4,0 T. V dnešní době se nejvíce využívá typ přístroje, který má 1,5 T. Tento typ přístroje umožňuje provádění veškerých druhů vyšetření. Nevýhodou přístrojů s nízkým magnetickým polem je zhoršená kvalita obrazu, kvůli nižšímu poměru signál/šum. Zároveň čas jednotlivých sekvencí je relativně dlouhý. Avšak výhodou je snadná instalace a provoz zařízení, také nižší pořizovací cena přístroje je jednou z výhod. Přístroje s nízkým magnetickým polem se převážně využívají k vyšetření pacientů s onemocněním velkých kloubů, v ortopedii, a dále u pacientů, kteří trpí klaustrofobií.

### 4.5.1 Rozdělení magnetů a cívek

Dělení magnetů:

#### 1. Rezistentní magnety

Neboli magnety odporové, jsou klasické elektromagnety. Magnetické pole vzniká pomocí elektrického proudu, který má vysokou intenzitu. Skládá se z dutého měděného vodiče, ve kterém cirkuluje voda, která ho ochlazuje. Rezistentní magnet je pro nízké typy přístrojů, ale jeho nevýhodou je potřeba velkého množství elektrické energie. Hodí se k vyšetření pacientů, kteří trpí klaustrofobií, protože přístroj může být krátký a otevřený, a má snadný přístup k pacientovi.

#### 2. Permanentní magnet

Permanentní magnety se skládají z ferromagnetických slitin (Fe, Co, Ni). Nevýhodou permanentních magnetů je, že jsou velmi těžké, váží až několik desítek tun. Tyto magnety se chladí pomocí vzduchu a používají se u přístrojů do 0,3 T.

#### 3. Supravodivé magnety

Supravodivé magnety jsou druhy magnetů permanentních, které se zakládají na principu supravodivosti. Minimálního elektrického odporu ve vodiči dosáhneme pomocí nízké teploty  $-270^{\circ}\text{C}$ . Takto nízké teploty dosáhneme pomocí kapalného hélia, ve kterém je magnet ponořen. Helium stále cirkuluje a po odpaření se znovu stává kapalným. Čerpadla, díky kterým helium pravidelně cirkuluje, pracují neustále. Helium se vyměňuje 1x ročně, kvůli jeho drahé pořizovací ceně. Supravodivými magnety jsou v dnešní době opatřeny všechny nové přístroje (VOMÁČKA, NEKUKA, KOZÁK, 2012, s.53; NEKULA, CHMELOVÁ, 2009, s.21).

### 4.5.2 Gradientní magnetický systém

Gradientní magnetický systém je složen ze tří gradientních cívek a jejich proudových zdrojů, ty se nacházejí v prostoru stacionárního magnetu. Tyto cívky vydávají poměrně hlasitý zvuk, který je slyšet při každém měření. Cívky jsou zdrojem magnetického pole, regulují obraz do tří základních rovin, slouží k výběru vrstvy a tloušťky jednotlivých vrstev, také napomáhají při tvorbě rychlých sekvencí.

Rozdělení cívek:

### 1. Permanentně zabudované cívky

Tyto cívky jsou umístěny v gantry přístroje a tudíž nejsou vidět. Volumová cívka krouží okolo celého pacienta a slouží jako vysílač B<sub>0</sub> a zároveň jako přijímač signálu. Používá se jako celotělová cívka, která je poměrně daleko od pacientova těla. Vyrovňovací cívka se používá k vyrovnání nehomogenity magnetického pole.

### 2. Povrchové cívky

Tyto cívky se pokládají k vyšetřované části těla, bývají různě tvarovány. Slouží pouze jako přijímač a zlepšují kvalitu vyšetření. Povrchové cívky jsou tvořeny z drátěných měděných závitů nebo stříbrných vodičů. Indukuje se v nich pouze slabý proud v řádech několika ampérů. Tyto slabé signály se dále zesilují a digitalizují pomocí analogo-digitálního převaděče. A nakonec se signály převádějí do počítače. Tyto cívky mají dobrou vodivost a důležitá je i jejich geometrie. Povrchové cívky musí co nejtěsněji naléhat na povrch vyšetřované části těla, aby cívka mohla zachytit i ty nejslabší signály.

Nejpoužívanějšími druhy povrchových cívek jsou :

- Hlavová cívka
- Krční páteřní cívka
- Speciální cívka umožňující vyšetření hlavy a krku zároveň
- Spine coil pro zobrazení hrudní a bederní páteře
- Cívky ramenní, kolenní a zápěstní
- Univerzální flexibilní cívky, které si můžeme vytvarovat podle vyšetřované části
- Speciální cívky pro vyšetření břicha a hrudníku
- Endorektální cívka
- Prsní cívka
- Phased array coils- je skupina za sebou vázaných cívek, které umožňují zachytit delší úsek vyšetřované části

Cívky bývají poměrně drahé, pracoviště většinou nebývají vybaveny všemi druhy cívek. Záleží na zaměření pracoviště. Výměna by se měla dělat pečlivě a opatrně, protože při sebemenším poškození cívek dochází ke zhoršení kvality obrazu.

### **4.5.3 Stínění MR přístroje**

Magnetický signál, který vychází z vyšetřovaného objektu je velmi slabý, a aby nebyl narušen okolními elektronickými přístroji, nebo aby magnetické pole neovlivňovalo okolní elektrické přístroje, musí být magnetické zařízení stíněno. Pasivní stínění neboli Farradayova klec, ve které je magnetické zařízení umístěno, se skládá ze silných plátů z ocelových bloků a měděného plechu. Další stínění je stínění aktivní. Toto stínění je doplňující ke stínění pasivnímu. V okolí gantry jsou umístěny cívky, které produkují magnetické pole v opačném směru a tím se zeslabuje účinnost  $B_0$  a  $B_1$  (NEKULA, CHMELOVÁ, 2009, s.25; VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s. 54).

### **4.5.4 Ovládací konzole**

Ovládací konzole je umístěna v jiné místnosti (ovladovně) a je spojena s řídicím počítačem. Konzole nám umožňuje zadávat a archivovat informace o pacientovi, upravovat 3 základní řezy, volit jednotlivé sekvence, vyhodnocovat vzniklá data a upravovat vzniklý obraz (postprocessing), odesílat a archivovat vzniklý obraz do PACSU (NEKULA, CHMELOVÁ, 2009, s.24).

### **4.5.5 Kontrastní látky**

Kontrastní látky využívané při magnetické rezonanci jsou převážně látky na bázi gadolinia, které kolují pouze v krevním řečišti. Za normálních okolností z krevního řečiště nepronikají, pronikají jen tehdy, je-li bariéra porušena nějakým onemocněním. Gadolinium je paramagnetický prvek, musí však být vázán na cheláty, protože je sám o sobě toxický. Kontrastní látka nám zkracuje relaxační časy, které bývají výrazné na T1 v.o, a zvyšují intenzitu signálu. Tkáň je na snímku hypersignální. Vedlejší reakce na kontrastní látky bývají minimální, nemohou se však ale vyloučit. V dnešní době jsou užívané kontrastní látky pod názvy Magnevist, Omniscan, Pro Hance (NEKULA, CHMLOVÁ, 2009, s.26)

#### **4.5.6 Kontraindikace MR vyšetření**

Absolutní kontraindikace:

- Nekompatibilní kardiostimulátor
- Elektronicky řízené implantáty
- Cévní svorky z ferromagnetického nebo neznámého materiálu
- Cizí kovová tělesa v oku

Relativní kontraindikace:

- Klaustrofobie
- První trimestr gravidity
- TEP, stenty, svorky do 6 týdnů po implantaci

Kovová tělesa bývají zdrojem artefaktů. V dnešní době se vyvíjejí materiály, které jsou kompatibilní s MR vyšetřením. I kardiostimulátory jsou kompatibilní s MR vyšetřením, avšak je potřeba přítomnost kardiologa u vyšetření a je to velmi komplikovaná procedura (VOMÁČKA, NEKULA, KOZÁK, 2012, s.56).

## 5 VYUŽITÍ MAGNETICKÉ REZONANCE PRO PLÁNOVÁNÍ RADIOTERAPIE

Magnetická rezonance je stále více používána pro plánování radioterapie, vzhledem ke svému lepšímu rozlišení měkkých tkání oproti CT. Usiluje se o nahrazení CT plánování magnetickou rezonancí. Jeden z problémů je však zajistit geometrickou přesnost a požadavek na odhad elektronové hustoty pro výpočet dávek. V praxi se proto zatím využívá MRI v kombinaci s CT vyšetřením (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.23).



Obrázek 2 – Magnetická rezonance ve FNHK užívaná pro plánování radioterapie <sup>2</sup>

### 5.1 Výhody MRI pro plánování radioterapie

Magnetická rezonance využívá nízkou amplitudu neionizujících radiových vln, na rozdíl od CT, které využívá ionizující záření. Magnetická rezonance je přínosem zvláště pro dětskou radioterapii, kde musí být dávka záření velmi přesná a pečlivá. Další výhodou magnetické rezonance je, že vzhledem k způsobu získávání dat nejsou nutné transaxiální řezy,

<sup>2</sup> Snímek pořízen ve FNHK na oddělení radioterapie

tak jako při CT, avšak řezy sagitální, koronální jsou nezbytné. To umožňuje lepší anatomické zobrazení. Nicméně většina softwaru na plánování radioterapie stále předpokládá, že obrazy jsou zhotovené v transverzální rovině.

Ze zkušenosti je známo, že nádory v mnoha tkáních se pohybují nejen mezi frakcemi léčby, ale také přímo během nich. Jedna z metod, která tyto jevy redukuje, je zadržování dechu, jsou zde však určité reziduální změny mezi polohami nádoru mezi jednotlivými frakcemi. Další možná metoda je upravit léčbu v průběhu dynamické frakce. CT díky dávce záření a nízkému kontrastu měkké tkáně není vhodné pro tento účel, v dnešní době mají k řízení radioterapie potenciál ultrazvuk a magnetická rezonance. Proto v dnešní době probíhá vývoj a klinické studie radioterapie řízené pomocí magnetické rezonance. Magnetická rezonance již byla propojena s lineárním urychlovačem, kobaltovou jednotkou nebo i s pozitronovou emisní tomografií. Byla to obrovská výzva kombinovat různé modalitty dohromady, tak, aby jak zobrazování tak léčba reagovali jak je požadováno, zejména k ovládní akcelerace v blízkosti magnetického pole, získání přístupu k paprsku do centra magnetu, a aby se také zabránilo významnému radiofrekvenčnímu rušení obrazů od akcelérátoru (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.30)

## **5.2 Problémy při využívání magnetické rezonance pro plánování radioterapie**

Obrazy z magnetické rezonance se používají k označení objemu nádoru, jeho linie a orgánů, které mohou být ohroženy ozářením. Magnetická rezonance může také poskytnout informace o vybočení relativně pohyblivých orgánů a tkání za přítomnosti fyziologických pohybů. Proto je ideální provádět MRI vyšetření v poloze, v jaké bude pacient léčen pomocí radioterapie. Avšak na rozdíl od CT, magnetická rezonance neposkytne přímé měření elektronové hustoty. I když elektronová hustota může být odhadnuta později z MR obrazů, je lepší provádět obě vyšetření jak MRI, tak CT v léčebné poloze, a oba soubory dat po záznamu zřizovat. Kombinace CT a MR datových souborů obsahuje informace potřebné jak pro naplánování (MRI- na základě objemu), tak i pro vypočtení potřebné dávky (CT- na základě elektronové hustoty) (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.32).



### 5.2.1 Pozice magnetické rezonance při léčbě pomocí radioterapie

Typická doba pořizování obrazu pomocí magnetické rezonance trvá v řádech minut, zatímco CT obraz je získán během několika sekund. Většina vyšetření magnetickou rezonancí zahrnuje získání několika sérií obrazů, které mají různou kontrastní charakteristiku. MRI lůžka mají měkká polstrování, někdy jsou konkávní, zajišťují pacientovi pohodlí během vyšetření, ale nejsou nezbytně kompatibilní s pozicí při RT. Bohužel, přizpůsobení MRI polohy, která bude odpovídat poloze léčebné, může znamenat v určité míře ohrožení kvality obrazu.

Standardně byl mnoho let používán MRI systém o vnitřním průměru 60 cm, byl to nejširší supravodivý horizontální magnet, který byl k dispozici. Tento průměr však omezuje rozsah pozic při RT léčbě. Alternativou pro pacienty, které vyžadují dodatečnou šířku pro vytvoření vhodných pozic, byl otevřený magnet, který umožňoval méně omezení týkající se polohy pacienta. Nicméně, otevřené magnety se vyznačují nižšími magnetickými poli (typicky 0,5 T), proto se nepředpokládá, že dosáhne stejného signálu poměr šum jako 1,5 T magnet, který je běžně dostupný. Otevřený magnet může také omezovat konstrukci gradientní cívky, a je pravděpodobné, že systémy otevřené MR jsou ovlivněny geometrickým zkreslením. V dnešní době jsou využívány 70 cm gantry, které jsou běžně dostupné v 1,5 T a 3,0 T. Ve větším gantry je možné zvednout pacientovi ruce nad hlavu a využít tak postranní části desky. Jediná běžná léčebná pozice, kterou nelze provést v 70 cm gantry je léčba prsu, tj. s klínovou podložkou a rukama za hlavou (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015,s.32).

Všichni hlavní výrobci MRI zařízení zareagovali na požadavky uživatelů radioterapie, a poskytují nyní pomůcky, které umožní většinu vyšetření provádět v léčebné poloze. Pevné ploché lůžko může být umístěno přes standardní MRI stůl, dodatečná konfigurace přijímacích cívek je možná za situace, kdy pacientova pozice nebrání použití standardních přijímacích cívek. Většina polohovacích zařízení je kompatibilní s magnetickou rezonancí. Je zapotřebí se vyhnout feromagnetickým komponentům a vodivých materiálů. Příkladem je vyšetření hlavy a krku, kde se používá ploché lůžko, hlavová deska a termoplastická maska, které se však nemohou užívat v rámci specializovaných přijímacích cívek hlavy a krku poskytovaných všemi výrobci MRI. Je také možné použít zařízení pro zvýšení stávající přijímací cívky nad břichem a hrudníkem, a tím předcházet přetížení cívky. Je možné používat mnoho dalších zařízení a sestav, mnoho z nich je sestaveno přímo uživateli, kteří používají MRI a CT pro plánování RT (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015,s.32).

MRI snímače mají vložené lasery v přední části otvoru magnetu, které se používají k určení oblasti zájmu na pacientově těle, to se poté přeneso do izocentra magnetu pro optimální zobrazení. Tyto lasery bývají často nedostatečné pro účely radioterapie, jejich umístění neumožňuje personálu snadné nastavení správné polohy pacienta. Pro nejlepší přístup k pacientovi jsou lasery pro RT instalovány mimo otvor magnetické rezonance, a to buď na stěny místnosti, nebo jako samostatně stojící konstrukce. V obou případech je nejlepší montáž laserů naplánovat před instalací magnetické rezonance, dodatečná montáž laserů do místnosti magnetické rezonance by mohla narušit integritu Faradayovy klece (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.33).

### **5.2.2 Odhad elektronové hustoty**

Intenzita obrazu v MRI nemá přímou souvislost s elektronovou hustotou, což omezuje využití MRI plánování a simulátorů pro plánování RT. Magnetická rezonance však může poskytnout odhad elektronové hustoty pro plánování RT a přesné rekonstrukce PET obrazů v PET-MR systémech. Jedna z metod generování elektronových hustot založených na MRI, je použití atlasu mnoha CT vyšetření a nerigidní registrace pro přenos informace o elektronových hustotách z CT obrazu do MR obrazových dat. Tuto metodu může využívat speciální MRI technika, která využívá ultra krátký čas echa, obvykle pod 0,5 ms, to umožňuje vizualizaci kostí, které mají velmi krátký čas  $T_2$ . Metoda s využitím CT atlasu spoléhá na velké množství CT-MR dvojic a oprav kolísání intenzity obrazu v MRI (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.37-38).

MRI soubory dat mohou také být segmentovány a vytvořit odhad elektronové hustoty. Nejzákladnější segmentací je jednoduše rozdělit objem zájmu na vzduch a tkáň, a přiřadit jim příslušné Hounsfieldovy jednotky. Bylo prokázáno, že je nezbytná správná segmentace kostí. Kostí mohou být detekovány porovnáním UTE obrazů s běžnými MR obrazy, nebo segmentací anatomických obrazů s vysokým rozlišením. Elektronové hustotě kostí byla přiřazena jedna hodnota HU a to buď na základě UTE sekvencí nebo na základě poměru  $T_1$  a  $T_2$  času. Obě metody dávají dobré výsledky s malou odchylkou od standardního výpočtu dávky. Při hromadném přiřazení elektronové hustoty pro různé typy tkání v různých místech, bylo zjištěno, že přesnost výpočtu dávky není významně narušena při použití MRI dat. Složky tkáně na bázi tuku a vody můžou být také odděleny za použití Dixon techniky, která využívá

rozdíly chemické změny mezi vodou a tukem. Obrazy vzniklé pomocí Dixon techniky jsou také vhodné pro metodu založenou na CT atlasu.

Výrobci MRI se v současné době snaží vyvinout softwarové nástroje, které by vypracovaly odhady elektronových hustot pro použití magnetické rezonance k výpočtům v plánovacích systémech v radioterapii (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.38; KORHONEN, KAPANEN, KEYRILÄINEN, SEPPÄLÄ, TUOMIKOSKI, MIKKO TENHUNEN, 2013, s.1-2 ).

## **5.3 Současný stav využití MRI v radioterapii a výzvy budoucnosti**

### **5.3.1 Mozek, hlava, krk a páteř**

Používání magnetické rezonance v neurologii je běžné a zavedení MRI pro plánování radioterapie a stereotaktické chirurgie mozkových lézí má dlouhou historii. Je možné získat dobrou kvalitu 3D MR obrazů s velkým rozlišením, a to pomocí T1 nebo T2 vážených časech. T1 vážené obrazy získané pomocí podání kontrastní látky jsou používány pro identifikaci lézí. Pro intrakraniální nádory se používají standardní hlavové MR cívky. Lze akceptovat i jiné než standardní polohy hlavy, jelikož cílový objem je umístěn v pevné struktuře lebky. Pokud by pozice krční páteře mohla ovlivnit polohu cílového objemu, je nezbytné použít příslušné imobilizační pomůcky jako je například termoplastická maska. Pro tuto pozici nelze využít hlavovou cívku, musí být použity cívky povrchové. Pro tuto konfiguraci přijímacích cívek musí být upravené protokoly, mají nižší signál-šum a menší flexibilitu paralelního zobrazení. Výhody dokonalého kontrastu poskytnutých magnetickou rezonancí se vztahují kromě hlavy a krku i na páteř a para-spinální nádory a metastázy. T2 vážené MR obrazy poskytují dobrý kontrast mezi míchou a okolím, a T1 vážené obrazy poskytují lepší vizualizaci nádorů, zejména po podání kontrastní látky

Řada studií se pokusila určit dopad zavedení MRI na klinické výsledky. Studie se týkali skupiny pacientů po radioterapii, s ohledem na místa vzniku, opětovnému výskytu, nebo s ohledem k objemu plánování a distribuci dávky. Tyto studie poskytují velké množství informací, které jsou specifické podle typu nádorů, místa nádoru a techniky radioterapie. Samotným problémem je načasování plánování MR vyšetření ve vztahu s jinými zásahy, jako je chirurgické odstranění a chemoterapie, jelikož samotné léze a orientační body, které slouží k vyhledávání a orientaci, se mohou změnit (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.42-44; SCHLEGEL, BORTFELD, GROU, 2005,s.114).

### **5.3.2 Prostata**

Hlavní rolí magnetické rezonance při plánování radioterapie prostaty a v její léčbě, je její správné zakreslení a správná lokalizace, zakreslení intraprostatických lézí a spádových uzlin. MR je používáno také pro aktivní sledování prostaty a také pro detekci recidivy nádoru. Magnetická rezonance, díky dobrému kontrastu měkkých tkání, poskytuje správné vyznačení prostaty a sousedních kritických struktur, jako je močový měchýř nebo konečník. Často se používá implantace zlatých zrn pro ověření správného postavení, která jsou užitečná pro registraci MR dat a plánovacího CT vyšetření.

Prostata postižená rakovinou se obecně vyznačuje nižší intenzitou signálu než normální prostata v T2 vážených MR obrazech. Je proto užitečné pořídit MR snímky s dalšími typy kontrastu a zvýšit tak specifitu pro diagnózu. Bylo prokázáno, že vzhledem k lepšímu kontrastu měkkých tkání je cílový objem zakreslený pomocí MR až o 30 % menší než při použití pouze CT. Další výhodou MR, je že může být použita pro vymezení trati močové trubice a tím ji ušetřit v léčebném plánu (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.44-45; SCHLEGEL, BORTFELD, GROSU, 2005,s.15).

### **5.3.3 Gynekologická onemocnění**

Za posledních 15 let se léčba gynekologických zhoubných nádorů posunula od konvenčních čtyř polí zevní RT k více konformním technikám, to umožnilo 3D zobrazení, zpočátku CT a nedávno MRI. Výhody použití MR jsou výraznější u menších nádorů. GTV je často větší na CT ve srovnání s MRI. Magnetická rezonance se využívá i při brachyterapii gynekologických onemocnění. Brachyterapie se mimo jiné užívá k léčbě děložního čípku, dělohy a vaginálních nádorů. Používá se při ní řada MR kompatibilních intra-kavitálních nebo intersticiálních aplikátorů. Většinou se jedná o plastové konstrukce, které se objevují v MR obraze jako prázdný signál. Aplikátory mají vroubkování a vnitřní struktury, které umožňují lékaři najít svou přesnou pozici. To odstraňuje potřebu CT vyšetření (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.46).

### **5.3.4 Rektum**

Rakovina konečníku byla nejčastějším cílem MRI v plánování RT při rakovině zažívacího traktu. Ačkoli MRI poskytuje vysoce kvalitní obraz s rozlišením lepším než kontrastní CT, jeho použití v plánování RT je omezeno fyziologickým pohybem. Diagnostické MRI se často provádí s uvolněnými svaly, rektální zobrazení je ovlivněno naplněním močového měchýře a naplněním rekta. Studie ukazují, že GTV vymezené pouze pomocí MR obrazů je menší, nežli vymezené použitím CT. Tyto výsledky jsou významné, menší GTV může vést k menšímu PTV, a to umožňuje redukci dávky na rizikové orgány (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s. 47).

### **5.3.5 Játra**

Stejně jako u všech orgánů v oblasti břicha a hrudníku, jsou játra sužována významnými respiračními pohyby. Byly vyvinuty různé metody k redukci tohoto efektu, jako je například zadržování dechu. V budoucnu se na řešení tohoto problému budou jistě podílet lineární urychlovače řízené MR (MRIdian), které se v současné době instalují po celém světě. Bylo prokázáno, že pomocí MRI je identifikován podstatně větší cílový objem nádoru ve srovnání s CT. Cílový objem se zvýšil až o 180 % (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s. 47-48).

### **5.3.6 Plíce**

Plicní léze mohou být jak posunuty tak deformovány díky respiračním pohybům. Při rakovině plic byla použita k posouzení rozsahu GTV pohybu magnetická rezonance ve třech rovinách. Nízká hustota protonů zdravého plicního parenchymatu poskytuje nízkou intenzitu obrazu v MRI a zajišťuje dobrý kontrast mezi nádorem a obklopujícím plicním parenchymem. Posouzení pohybu je nejúspěšnější v sekvencích, které umožňují dobrou vizualizaci cév v plicích, ty poskytují užitečné informace pro polohu nádoru. RT plic může být prováděno v průběhu zadržování dechu v případě, že míra naplnění plic se udržuje konstantní mezi frakcemi. V této souvislosti je třeba MR obrazy získat za stejných podmínek, jako se bude provádět ozařování. Další příspěvek používání MRI plic pro plánování RT, je použití hyperpolarizovaných plynů, který se využívá pro detekci objemu plicního parenchymu, který je skutečně funkční. I když tato metoda je drahá a běžně se nepoužívá, poskytuje cenné informace pro plánování RT (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s. 48).

### 5.3.7 Prsa

Radioterapie rakoviny prsu se používá hlavně v souvislosti s mastektomií nebo spolu s chirurgií zachovávající prs v časných stádiích. Může být buď ozařován celý prs, pouze část prsu, nebo nádorové lůžko. MRI prsu je pro provedení velmi náchylné: musí být provedena v suboptimální poloze na zádech, aby odpovídala léčebnému plánu, vzhledem k vysoce deformovatelné povaze prsu, musí být vyvinuty pomůcky pro registraci MRI a plánování CT. I když má MRI lepší kontrast měkkých tkání ve srovnání s CT, jeho role při plánování radioterapie je poměrně omezená. Pro předoperační vymezení cílového objemu, MRI poskytuje větší CTV než CT (MARIA A. SCHMIDT, GEOFFREY S. PAYNE, 2015, s.48-49).

## **6 PRAKTICKÁ ČÁST**

### **6.1 MR prostaty ve Fakultní nemocnici Hradec Králové**

#### **6.1.1 Úvod**

Tato praktická část pojednává o změně objemu močového měchýře při plánování radioterapie u pacientů s rakovinou prostaty. Pacientovi je nejdříve provedeno CT vyšetření a následně vyšetření pomocí magnetické rezonance. Magnetická rezonance má lepší zobrazení měkkých tkání, a tudíž je na ní lépe vidět prostata, a orgány okolo ní. Při sfúsování obou vyšetřeních může lékař lépe vidět kritické orgány a naplánovat ozařování. Přesnost zakreslení všech objemů je klíčová pro celý proces radioterapie od plánování po doručení dávky.

#### **6.1.2 Návaznost CT a MR vyšetření**

Mezi CT a MR vyšetřením je však jistá časová prodleva. V této časové prodlevě se může měnit objem močového měchýře a rekta, vlivem měnící se náplně. Pokud vyloučíme, že se pacient mezi vyšetřeními vyprázdní, může se naplňovat především močový měchýř. Časová prodleva je způsobena více faktory. Jednak je třeba, aby se pacient přesunul z CT vyšetřovny do MR vyšetřovny, což v některých nemocničních areálech může být značná vzdálenost. Ve Fakultní nemocnici Hradec Králové je MR skener instalován přímo v blízkosti plánovacího CT, takže v našem případě můžeme tuto dobu zanedbat. Dále může pacient čekat, než bude ukončeno vyšetřování předcházejícího pacienta (tato doba se může pohybovat až v řádech desítek minut). Když už se pacient dostane do MR vyšetřovny je třeba ho opět napolohovat, umístit speciální cívky atd., což trvá dalších několik minut. Posledním faktorem, který prodlužuje čas mezi CT a MR je doba trvání samotného MR vyšetření (opět až několik desítek minut). Všechny tyto faktory negativně ovlivňují čas mezi CT a MR vyšetřením, který je kritický pro správnou registraci obou obrazových dat.

#### **6.2 Hypotéza**

Cílem této praktické části bakalářské práce je ověřit, zdali s rostoucí časovou prodlevou mezi CT a MR vyšetřením roste i objem močového měchýře. Pokud se tato hypotéza potvrdí, bylo by možné definovat i časovou závislost této změny objemu a doporučit maximální časový odstup mezi vyšetřeními, tak aby byla zaručena spolehlivá registrace CT a MR obrazu.

### 6.3 Pacientská data a způsob jejich pořízení

Tato studie byla provedena u 30 pacientů s rakovinou prostaty, kteří podstoupili ozařování na Klinice onkologie a radioterapie ve Fakultní nemocnici Hradec Králové v prvním čtvrtletí roku 2017. Věk pacientů se pohyboval v rozmezí od 62 let do 81 let. Časy vyšetření byly získány z hlaviček DICOM souborů.

Močový měchýř na CT obrazech byl zakreslen lékařem a součástí této struktury byla jeho stěna, která vzhledem k nízkému kontrastu měkkých tkání splývá tekutým obsahem. Oproti tomu na obrazech pořízených magnetickou rezonancí lze stěnu močového měchýře snadno rozeznat. U každého pacienta byl tedy močový měchýř zakreslen i na MR (viz. Obrázek č.6,8) a to způsobem, který odpovídá jeho zakreslení na CT (viz. Obrázek č.5,9). V plánovacím systému byly určeny objemy těchto struktur.

### 6.4 Výsledky

Objemy močových měchýřů u pacientů byly v řádech desítek až v řádech stovek  $\text{cm}^3$ . Časové rozestupy mezi CT a MR, se pohybovaly v rozmezí od 11 minut do 56 minut. Průměrný čas, který byl mezi CT vyšetřením a vyšetřením pomocí magnetické rezonance, byl 23,7 minut.

Nejmenší objem močového měchýře při vyšetření pomocí CT, měl pacient číslo 17, který měl objem  $42,8 \text{ cm}^3$ . Největší objem močového měchýře u CT vyšetření měl pacient s číslem 5, který měl objem  $534,9 \text{ cm}^3$ . Nejmenší objem u vyšetření pomocí magnetické rezonance měl pacient s číslem 4, který měl objem močového měchýře  $65,2 \text{ cm}^3$ . A největší objem močového měchýře měl u vyšetření magnetickou rezonancí také pacient s číslem 5, a to o objemu  $590,6 \text{ cm}^3$ . Rozdíly v objemech močových měchýřů mezi CT a MR jsou v rozmezí jednotek až stovek  $\text{cm}^3$ . Nejmenší rozdíl v objemu mezi vyšetřeními je  $2,5 \text{ cm}^3$ . Největší rozdíl u pacienta mezi CT vyšetřením a vyšetřením magnetickou rezonancí je  $209,4 \text{ cm}^3$ . V procentech (vzhledem k objemu na CT) měl nejmenší rozdíl objemů mezi vyšetřeními, pacient s číslem 16. Jeho objem močového měchýře mezi vyšetřeními se zvětšil pouze o 1,4 %. Největší rozdíl měl pacient s číslem 17. Jeho rozdíl mezi objemy močového měchýře z CT a MR vyšetřením je 90,65%, což je nárůst téměř na dvojnásobek. Není náhoda, že se zároveň jedná o pacienta s největším časovým rozstupem mezi vyšetřeními. Všechna data (seřazena vzestupně podle délky časové prodlevy) jsou přehledně zobrazena v tabulce č.1.



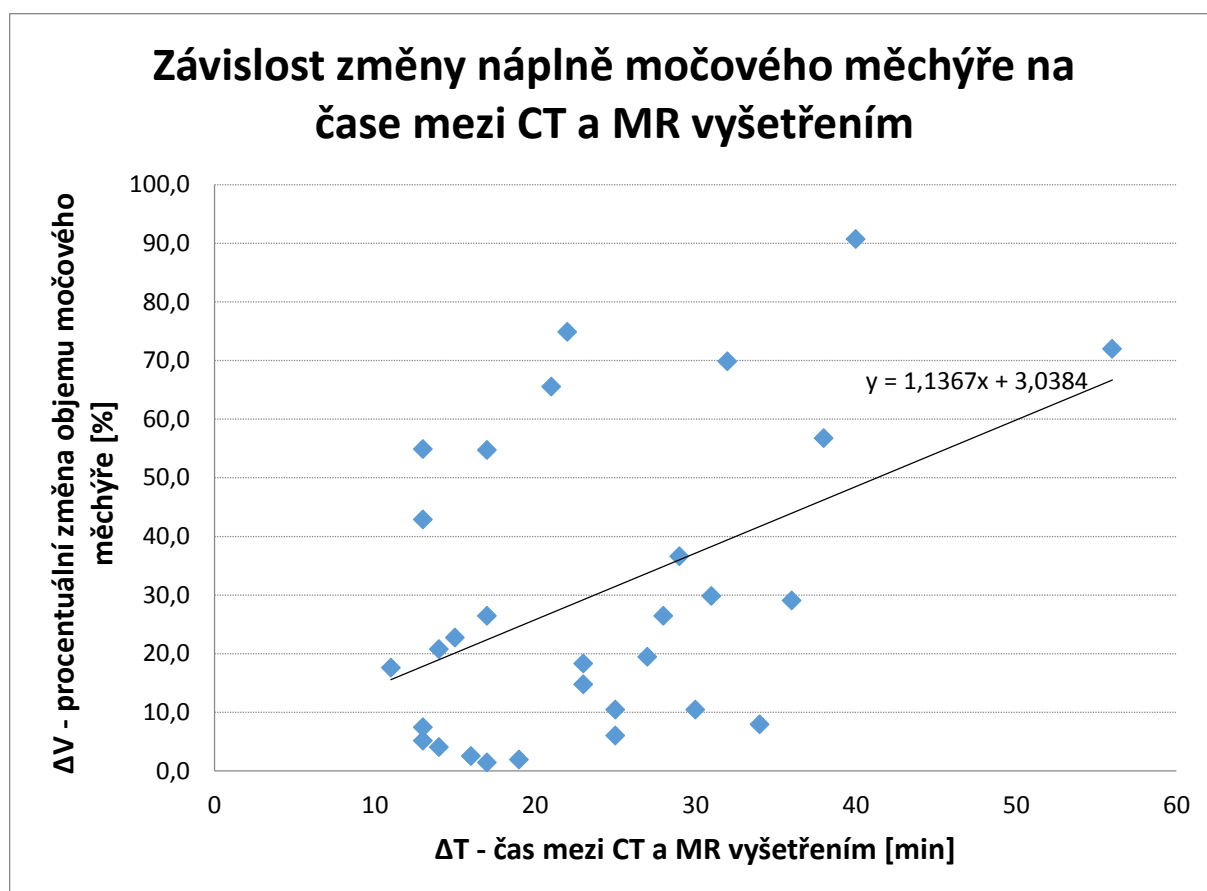
Ve výzkumu bylo sledováno, zda-li změna objemu močového měchýře je závislá na čase mezi vyšetřeními. Čím větší časová prodleva mezi vyšetřeními, tím větší by měla být změna objemu močového měchýře. U většiny pacientů byl objem močového měchýře tím větší, čím delší je čas mezi vyšetřeními. Časová závislost procentuálního nárůstu objemu močového měchýře na časovém odstupu mezi CT a MR vyšetřeními je zobrazena v obrázku č. 3. Přestože je soubor pacientů vzhledem k rozptylům všech hodnot poměrně malý, byla určena přibližná časová závislost (v prvním přiblížení pouze lineární). Tato závislost má následující tvar:

$$\frac{V_{mm}(MR) - V_{mm}(CT)}{V_{mm}(CT)} = 1,4 \cdot \Delta T[\text{min}] + 3$$

$V_{mm}(MR)$  – objem močového měchýře na MR [ $\text{cm}^3$ ]

$V_{mm}(CT)$  – objem močového měchýře na CT [ $\text{cm}^3$ ]

T – čas mezi CT a MR vyšetřeními [min]



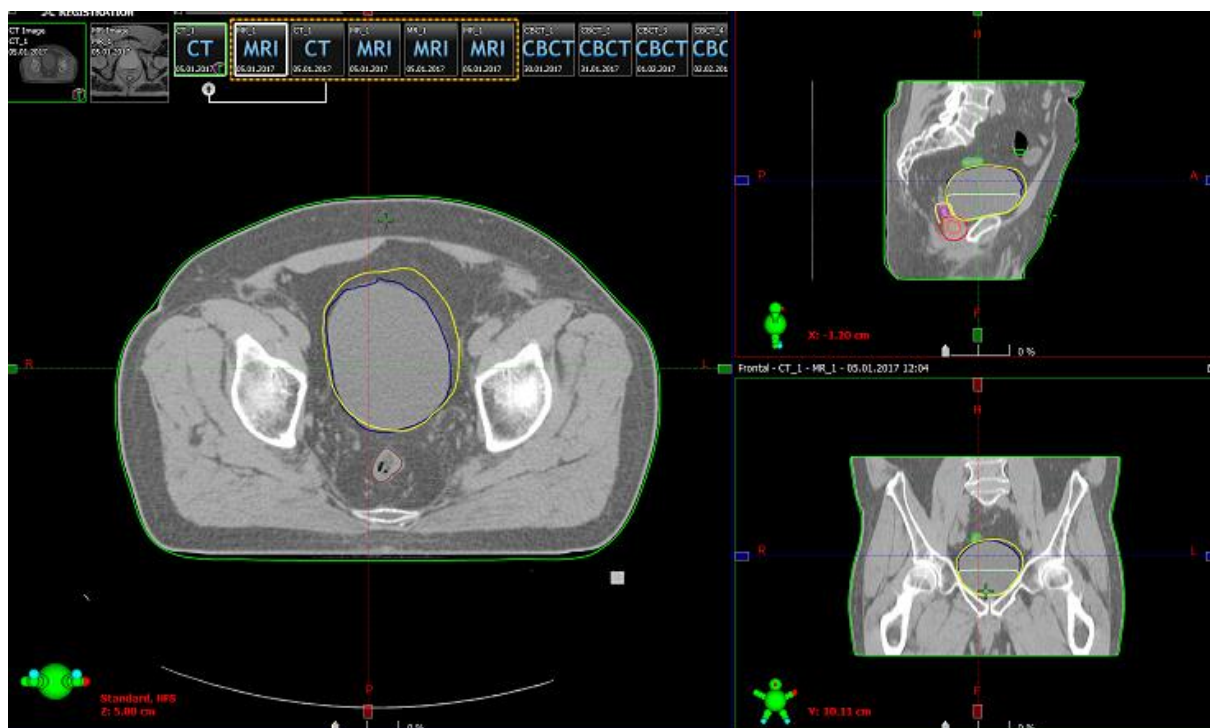
**Obrázek 3** - Grafické znázornění změn močového měchýře mezi CT a MR vyšetřeními. Jeden bod v grafu představuje jednoho pacienta.

**Tabulka 1-** Analyzovaná data – soubor patientských dat seřazených podle času mezi vyšetřeními.

<b>Závislost změny náplně močového měchýře na čase mezi CT a MR vyšetřením</b>							
Pacient	Čas CT	Čas MR	$\Delta T[\text{min}]$	$V_{\text{mm}}(\text{CT})_{[\text{cm}^3]}$	$V_{\text{mm}}(\text{MR})_{[\text{cm}^3]}$	$\Delta V[\text{cm}^3]$	$\Delta V$ [%]
9	11:44	11:55	11	439,3	516,4	77,1	17,6
2	11:37	11:50	13	280,8	434,9	154,1	54,9
7	10:49	11:02	13	202,2	217,2	15,0	7,4
10	10:02	10:15	13	165,7	174,2	8,5	5,1
15	12:25	12:38	13	148,5	212,1	63,6	42,8
4	08:56	09:10	14	62,7	65,2	2,5	4,0
12	10:09	10:23	14	388,0	468,4	80,4	20,7
3	11:02	11:17	15	158,6	194,6	36,0	22,7
20	10:49	11:05	16	92,3	94,6	2,3	2,5
8	10:17	10:34	17	264,2	408,7	144,5	54,7
16	10:52	11:09	17	503,9	511,0	7,1	1,4
29	11:02	11:19	17	132,9	168,0	35,1	26,4
14	11:15	11:34	19	371,7	378,8	7,1	1,9
24	10:03	10:24	21	74,8	123,8	49,0	65,5
30	10:30	10:52	22	109,3	191,1	81,8	74,8
22	11:25	11:48	23	100,7	119,1	18,4	18,3
25	11:28	11:51	23	102,0	117,0	15,0	14,7
18	10:23	10:48	25	160,0	169,6	9,6	6,0
26	10:05	10:30	25	211,1	233,1	22,0	10,4
23	08:52	09:19	27	272,4	325,3	52,9	19,4
21	09:46	10:14	28	94,7	119,7	25,0	26,4
1	11:51	12:20	29	115,5	157,7	42,2	36,5
5	11:00	11:30	30	534,9	590,6	55,7	10,4
6	11:55	12:26	31	97,3	126,3	29,0	29,8
19	12:06	12:38	32	144,5	245,4	100,9	69,8
27	10:08	10:42	34	260,7	281,2	20,5	7,9
13	10:20	10:56	36	418,0	539,4	121,4	29,0
11	09:35	10:13	38	369,4	578,8	209,4	56,7
17	09:02	09:42	40	42,8	81,6	38,8	90,7
28	09:55	10:51	56	212,2	364,9	152,7	72,0

**Obrázek 4** - Vysvětlivky k tabulce č.1

<u>Vysvětlivky:</u>	
$\Delta T$ [min]	čas mezi CT a MR vyšetřením v minutách
$V_{MM CT}$ [cm <sup>3</sup> ]	objem močového měchýře v CT obrazech v cm <sup>3</sup>
$V_{MM MR}$ [cm <sup>3</sup> ]	objem močového měchýře v MR obrazech v cm <sup>3</sup>
$\Delta V$ [cm <sup>3</sup> ]	rozdíl objemů ( $V_{MM MR} - V_{MM CT}$ ) v cm <sup>3</sup>
$\Delta V$ [%]	rozdíl objemů ( $V_{MM MR} - V_{MM CT}$ ) v procentech vzhledem k objemu v CT obraze



**Obrázek 5-** Zakreslení močového měchýře u pacienta č.9 na CT vyšetření. Tento pacient má nejkratší dobu mezi CT a MR vyšetřením. Doba mezi vyšetřeními byla 11 minut.<sup>3</sup>

<sup>3</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové



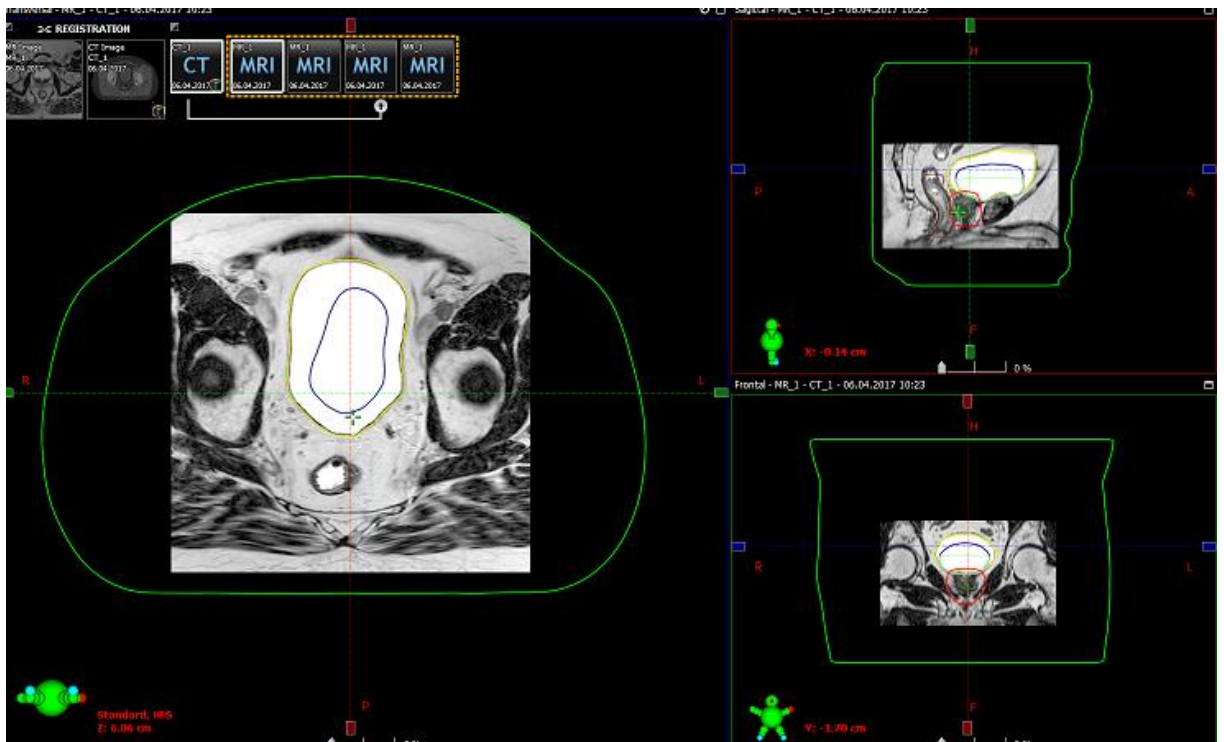
**Obrázek 6-** Zakreslení močového měchýře na MR vyšetření u stejného pacienta č.9. Močový měchýř zvětšil svůj objem o 17,6 %.<sup>4</sup>

<sup>4</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové



**Obrázek 7-** Zakreslení močového měchýře na CT vyšetření u pacienta č.28. Tento pacient má nejdelší dobu mezi vyšetřeními pomocí CT a MR. Doba mezi vyšetřeními byla 56 minut.<sup>5</sup>

<sup>5</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové



**Obrázek 8-** Zakreslení močového měchýře na MR vyšetření u pacienta č.28. Tento pacient má nejdelsí dobu mezi vyšetřeními a objem jeho močového měchýře se zvětšil o 72%.<sup>6</sup>

<sup>6</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové

## 7 DISKUZE

V dnešní době se v radioterapii čím dál více začíná využívat magnetická rezonance. Magnetická rezonance se využívá pro plánování léčby. Výhoda magnetické rezonance je, že nevyužívá ionizující záření a nezatěžuje tolik pacienta. Její další výhodou je lepší kontrast měkkých tkání oproti CT, a tudíž je lépe vidět nádor a okolní tkáně a rizikové orgány. V praxi se zatím používá magnetická rezonance v kombinaci s CT vyšetřením.

Magnetická rezonance se využívá k označení objemu nádoru, jeho linie a orgánů, které mohou být ohroženy zářením. Magnetická rezonance však také může poskytnout informace o vybočení relativně pohyblivých orgánů a tkání. Ideální je provádět MRI vyšetření v poloze, ve které bude pacient ozařován. Prozatím se provádějí obě vyšetření, jak MR vyšetření, tak i vyšetření pomocí CT v léčebné poloze, a oba soubory dat jsou poté sfúzovány. Kombinace obou vyšetření poskytuje potřebné informace jak pro plánování radioterapie, tak i pro výpočet potřebné dávky.

Typická doba pořizování obrazu pomocí magnetické rezonance trvá v řádech minut, zatímco CT obraz je získán během několika sekund. Většina vyšetření pomocí magnetické rezonance zahrnuje získání několika sérií obrazů, které mají různou kontrastní charakteristiku.

Praktická část byla zaměřena na změnu objemu močového měchýře při plánování radioterapie u pacientů s rakovinou prostaty. Pacientovi bylo nejdříve provedeno CT vyšetření a následné vyšetření pomocí magnetické rezonance. Mezi CT a MR vyšetřením však byla nějaká časová prodleva. Časová prodleva je způsobena více faktory, jednak je třeba, aby se pacient přesunul z CT vyšetřovny do MR vyšetřovny, což může být v některých nemocničních areálech větší vzdálenost. Ve Fakultní nemocnici Hradec Králové, kde byl výzkum prováděn je magnetická rezonance instalována přímo na oddělení radiační onkologie. Tudíž mohla být doba, která je nutná pro přemístění pacienta z jedné vyšetřovny do druhé zanedbat. Pacient však může také čekat, než bude ukončeno vyšetření předchozího pacienta, tato doba se může pohybovat až v řádech desítek minut. Další časová prodleva je při polohování pacienta, když už se pacient dostane do MR vyšetřovny musí být uložen do stejné polohy, mohou být umístěny speciální cívky atd., i toto může trvat několik minut. Posledním faktorem, který ovlivňuje čas a prodlužuje ho, je doba trvání samotného vyšetření pomocí magnetické rezonance. MR vyšetření trvá několik desítek minut.



Všechny tyto faktory negativně ovlivňují čas, který je mezi CT a MR vyšetřením. Tento čas je kritický pro správnou registraci obou obrazových dat.

Cílem tohoto výzkumu bylo ověřit, zdali s rostoucím časem mezi CT a MR vyšetřením roste i objem močového měchýře. Výzkum mojí hypotézu potvrdil, a tudíž je možné definovat časovou závislost změny objemu a doporučit tak maximální časový odstup mezi vyšetřeními, aby byla správná a spolehlivá registrace CT a MR obrazů.

Tento výzkum by bylo lepší provádět na více pacientech pro lepší statistiku a lepší výsledky. Pro lepší statistiku by bylo nejlepší provádět výzkum nejméně na stovce pacientů, u kterých by se zaznamenávala změna objemu močového měchýře mezi vyšetřeními. Lépe by bylo vidět, že čím větší časový rozestup mezi vyšetřeními, tím větší zvětšení močového měchýře. Bohužel více pacientů k dispozici ve fakultní nemocnici, kdy byl výzkum prováděn, nebylo. Tato metoda se zde používá teprve krátký čas a začíná se pomalu rozvíjet. Ve výzkumu se našli i takoví pacienti, kteří měli na MR vyšetření menší močový měchýř než na CT vyšetření. To mohlo být způsobeno tím, že mezi vyšetřeními došlo k vyprázdnění močového měchýře. Tyto pacient nebyli do výzkumu zahrnuti.

V praxi se tyto výsledky budou moci uplatnit při plánování radioterapie. Z výzkumu vyplynulo, že časová prodleva mezi CT vyšetřením a vyšetřením pomocí magnetické rezonance, by neměla přesáhnout 20 minut. Tato doba je ideální, aby se močový měchýř pacienta mezi vyšetřeními o moc nezvětšil a byl na obou vyšetřeních přibližně stejný. Tudíž by bylo nejlepší, aby jak CT vyšetřovna tak i MR byly blízko vedle sebe a pacient byl ihned po CT vyšetření převezen na MR, a nebyla zde velká časová prodleva.

## 8 ZÁVĚR

Onkologické onemocnění patří k jednomu z nejzávažnějších onemocnění a k jednomu z nejčastějších onemocnění s příčinami úmrtí. Léčba a plánování léčby je proto velmi důležité. Jedna z léčebných metod onkologického onemocnění je léčba pomocí ozáření (radioterapie). Měla by být ozářena celá nádorová tkáň, ale zároveň zdravá tkáň by měla být co nejvíce ušetřena a neměla by být ozařována. Proto je velmi důležité naplánování léčby. Obecně se k plánování radioterapie užívá výpočetní tomografie. Nevýhodou CT vyšetření je ionizující záření. A tudíž i další zátěž pro pacienta. Proto se v dnešní době začínají užívat nové metody pro plánování léčby.

Bakalářská práce se zabývala metodou, která využívá magnetickou rezonanci pro plánování radioterapie. Magnetická rezonance má lepší kontrast měkkých tkání, a tudíž mohou být lépe zakresleny kritické orgány. Je to poměrně nová metoda, která se v České republice teprve začíná rozvíjet. V bakalářské práci byla teoretická část věnována algoritmu plánování radioterapie a principu magnetické rezonance, dále byly zkoumány její výhody a nevýhody pro plánování, současné využití a její užití do budoucnosti.

V praktické části práce byl prováděn výzkum ve Fakultní nemocnici Hradec Králové, který měl ukázat závislost zvětšení objemu močového měchýře na čase mezi dvěma vyšetřeními, první vyšetření bylo provedeno pomocí CT a druhé vyšetření pomocí magnetické rezonance. Výzkum ukázal, že ve většině případů se objem močového měchýře u pacientů s rostoucím časem mezi vyšetřeními zvětšoval. Čím delší čas byl mezi CT a MR vyšetřením, tím větší měl pacient objem močového měchýře. U některých pacientů se objem močového měchýře zvětšil až o dvojnásobek.

Na základě této studie byl doporučen maximální čas mezi CT a MR vyšetřením prostaty na 20 minut. Tento čas by měl zajistit, že močový měchýř nezvýší svůj objem takovým způsobem, aby ovlivnil kvalitu fúzování CT a MR obrazu.

## 9 VLOŽENÉ OBJEKTY

### 9.1 Obrázky a tabulky

Obrázek 1 – Znázornění objemu pro plánování radioterapie .....	15
Obrázek 2 – Magnetická rezonance ve FNHK užívaná pro plánování radioterapie .....	31
Obrázek 3 - Grafické znázornění změn močového měchýře mezi CT a MR vyšetřením. Jeden bod v grafu představuje jednoho pacienta. ....	41
Obrázek 4 - Vysvětlivky k tabulce č.1 .....	43
Obrázek 5- Zakreslení močového měchýře u pacienta č.9 na CT vyšetření. Tento pacient má nejkratší dobu mezi CT a MR vyšetřením. Doba mezi vyšetřeními byla 11 minut. ....	44
Obrázek 6- Zakreslení močového měchýře na MR vyšetření u stejného pacienta č.9. Močový měchýř zvětšil svůj objem o 17,6 %. ....	45
Obrázek 7- Zakreslení močového měchýře na CT vyšetření u pacienta č.28. Tento pacient má nejdelší dobu mezi vyšetřeními pomocí CT a MR. Doba mezi vyšetřeními byla 56 minut. ...	46
Obrázek 8- Zakreslení močového měchýře na MR vyšetření u pacienta č.28. Tento pacient má nejdelší dobu mezi vyšetřeními a objem jeho močového měchýře se zvětšil o 72%. ....	47
Tabulka 1- Analyzovaná data – soubor patientských dat seřazených podle času mezi vyšetřeními.....	42

## 10 POUŽITÁ LITERATURA

1. BINAROVÁ, Andrea. *Radioterapie*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. ISBN 978-80-7368-701-4.
2. *Journal of the ICRU*. Ashford, Kent, England: Nuclear Technology Pub. ISSN 1473-6691.
3. Korhonen, J., Kapanen, M., Keyriläinen, J., Seppälä, T., Tuomikoski, L. and Tenhunen, M. (2013), Absorbed doses behind bones with MR image-based dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Med. Phys.*, 40: n/a, 011701. doi:10.1118/1.4769407.
4. NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.
5. SCHLEGEL, Wolfgang, Thomas BORTFELD a A. GROSU. *New technologies in radiation oncology*. London: Springer, 2005. ISBN 3-540-00321-5
6. SCHMIDT, Maria A.; PAYNE, Geoffrey S. Radiotherapy planning using MRI. *Physics in medicine and biology*, 2015, 60.22: R323.
7. SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA. *Moderní radioterapeutické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999. ISBN 80-7013-267-1.
8. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie*. Praha: Galén, c2007. ISBN 978-80-7262-469-0.
9. ŠLAMPA, Pavel. *Radiační onkologie v praxi*. 3. aktualiz. vyd. Brno: Masarykův onkologický ústav, 2011. ISBN 978-80-86793-19-1.
10. VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.
11. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.