

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Obrazem řízená radioterapie, zhodnocení geometrické přesnosti a kvality obrazu

Gabriela Dušková

Bakalářská práce

2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Gabriela Dušková**
Osobní číslo: **Z12114**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Obrazově řízená radioterapie, zhodnocení geometrické přesnosti a kvality obrazu**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

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

1. 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. HYNKOVÁ, L., ŠLAMPA, P. Základy radiační onkologie. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6
2. BINAROVÁ, A. Radioterapie. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009. ISBN 978-80-7368-701-4
3. DOROTÍK, J. Radioterapeutické přístroje. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2006. ISBN 80-7368-220-6
4. VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Varian medical systems [online]. Varian Medical Systems, Inc 3100 Hansen Way Palo Alto, CA 94304-1038, 1999, 2013 [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://www.varian.com/us/index.html>
5. ULLMANN, V. Jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína [online]. [cit. 2013-10-29]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

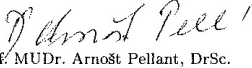
Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Karel Nechvíl


Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012

Termín odevzdání bakalářské práce: 7. května 2015


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 11. března 2015

Prohlašuji:

Tuto práci jsem 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. 2015

Gabriela Dušková

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Karlu Nechvílovi za ochotu, cenné rady a odborné vedení, které mi poskytl při vypracování teoretické i praktické části bakalářské práce.

ANOTACE

Práce se věnuje historii radioterapie, jejímu vývoji a principu. Zahrnuje principy a využití ozařovacích a zobrazovacích technik, porovnává výhody a nevýhody jednotlivých zobrazovacích modalit. Praktická část se zabývá hodnocením základní geometrické přesnosti IGRT systému a dále pak CBCT a CT kvalitou obrazu.

KLÍČOVÁ SLOVA

radioterapie, ozařovací techniky, zobrazovací techniky, geometrické přesnosti, kvalita obrazu

TITLE

Image guided radiation therapy, evaluation of geometric accuracy and image quality

ANNOTATION

Work is devoted to the history of radiotherapy, its development and principle. Contain principles and applications of radiation and imaging techniques, compares the advantages and disadvantages of different imaging modalities. Practical part deals with the evaluation of basic geometric precision IGRT system and CBCT and CT image quality.

KEYWORDS

Radiotherapy, radiation techniques, imaging techniques, geometric precision, quality of a picture

Obsah

0 Úvod.....	10
1 CÍL.....	11
2 Teoretická část.....	12
2.1 Historie radioterapie.....	12
2.1.1 Radioterapie.....	13
2.2 Definice cílového objemu.....	15
2.2.1 GTV (GROSS TUMOR VOLUME).....	16
2.2.2 CTV (CLINICAL TARGET VOLUME).....	16
2.2.3 PTV (PLANNING TARGET VOLUME).....	16
2.2.4 OAR (ORGANS AT RISK).....	16
2.3 Ozařovací techniky.....	17
2.3.1 Lineární urychlovač.....	18
2.3.2 3D-CRT komfortní radioterapie.....	18
2.3.3 IMRT radioterapie (Intensity Modulated Radiation Therapy).....	19
2.3.4 IGRT radioterapie (Image Guided Radiation Therapy).....	19
2.4 Zobrazovací techniky pro stanovení cílového objemu.....	19
2.4.1 Výpočetní tomografie.....	20
2.4.2 Využití výpočetní tomografie.....	23
2.4.3 CBCT - Cone Beam CT.....	23
2.4.4 Magnetická rezonance.....	24
2.4.5 Pozitronová emisní tomografie.....	26
2.4.6 Ultrasonografie.....	27
2.5 Planární radiografie.....	28
2.5.1 OBI.....	29
2.5.2 EPID.....	30
2.6 Výhody a nevýhody jednotlivých zobrazovacích modalit.....	30

2.6.1	Proč je vyšetření pomocí rtg záření nebezpečné a magnetické rezonance ne? ...	31
2.6.2	Výhody a nevýhody výpočetní tomografie.....	31
2.6.3	Výhody a nevýhody magnetické rezonance	31
2.6.4	Výhody a nevýhody ultrasonografie.....	32
2.7	Porovnání rentgenových systémů z hlediska kontrastu a prostorového rozlišení.....	35
3	Praktická část.....	36
3.1	Radioterapie z praxe.....	37
3.2	Měření geometrické přesnosti	38
3.2.1	Ověření polohy cílového objemu.....	38
3.2.2	Automatický posuv stolu pro CTCB	38
3.3	CBCT a CT kvalita obrazu.....	40
3.3.1	CatPhan ® 500.....	40
3.3.2	Převod hustoty materiálu na Hounsfieldovy jednotky.....	41
3.3.3	Rozlišení při nízkém kontrastu	42
3.3.4	Prostorové rozlišení	43
3.3.5	Měření vzdálenosti pro CT a CBCT	44
3.4	Výsledky	45
3.4.1	Měření ověření polohy cílového objemu	45
3.4.2	Měření automatického posuvu stolu.....	45
3.4.3	Převod hustoty materiálu na HU.....	46
3.4.4	Kontrola prostorového rozlišení CT a CBCT.....	46
3.4.5	Kontrola měření vzdálenosti.....	46
4	Diskuze	47
5	Závěr	49
6	Použitá literatura	50

Seznam ilustrací a tabulek

OBRÁZEK 1 PRAVDĚPODOBNOST UZDRAVENÍ	14
OBRÁZEK 2 CÍLOVÉ OBJEMY	15
OBRÁZEK 3 HOUNFIELDOVA ŠKÁLA ŠEDI.....	21
OBRÁZEK 4 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE.....	22
OBRÁZEK 5 PŘÍSTROJ PRO VÝPOČETNÍ TOMOGRAFII.....	23
OBRÁZEK 6 PŘÍSTROJ MR	26
OBRÁZEK 7 PŘÍSTROJ S OBI SYSTÉMEM.....	29
OBRÁZEK 8 PŘÍSTROJ SE SYSTÉMEM OBI	30
OBRÁZEK 9 CT HLAVY	33
OBRÁZEK 10 MR HLAVY	33
OBRÁZEK 11 MR HLAVY	34
OBRÁZEK 12 MR HLAVY	34
OBRÁZEK 13 PET HLAVY	35
OBRÁZEK 14 KONTROLNÍ CBCT	39
OBRÁZEK 15 ZOBRAZENÍ POSUVU STOLU VE TŘECH SMĚRECH.....	39
OBRÁZEK 16 POPIS FANTOMU CATPHAN ® 500.....	40
OBRÁZEK 17 ULOŽENÍ FANTOMU	41
OBRÁZEK 18 ŘEZ VHODNÝ PRO KONTROLU HUSTOTY MATERIÁLU NA HU JEDNOTKY A ŘEZ S POPISEM MATERIÁLU	41
TABULKA 1 PROSTOROVÉ ROZLIŠENÍ RTG SYSTÉMŮ.....	35
TABULKA 2 OVĚŘENÍ POLOHY CÍLOVÉHO OBJEMU POUŽITÍM CBCT POMOCÍ CATPHAN 500.....	45
TABULKA 3 MĚŘENÍ AUTOMATICKÉHO POSUVU STOLU	45
TABULKA 4 PŘEVOD HUSTOTY MATERIÁLU NA HOUNSFIELDOVY JEDNOTKY	46

0 ÚVOD

V současné době je vznik nádorových onemocnění stále častějším společenským jevem. Zhruba u každého třetího obyvatele naší země vznikne v průběhu života alespoň jedna maligní choroba a každý čtvrtý obyvateľ na maligní chorobu umírá (Hynková , a další, 2012 str. 7). Faktorů, kvůli kterým těchto onkologických onemocnění přibývá, máme hned několik, patří mezi ně například: kouření, alkohol, stres, genetika, ale i prodlužující se délka života. Radioterapie s chirurgickou léčbou, chemoterapií, imunoterapií, hormonální terapií a spoustou dalších metod patří mezi léčebné metody onkologických onemocnění. Radioterapie je léčebná metoda, která využívá specifických účinků ionizujícího záření k léčbě nádorů. V léčbě maligních chorob má stále nezastupitelné postavení, ale využívá se i k nenádorové terapii. Cílem radioterapie je dodání dávky záření do cílového objemu, který je stanoven podle předpisu daného lékařem. Záměrem je tedy pomocí záření zničit co nejvíce nádorových buněk, a zároveň snaha docílit, aby bylo co nejmenší poškození zdravých tkání a orgánů. Velmi důležitý pro přesné dodání dávky záření do cílového objemu je rozvoj ozařovacích přístrojů, technik a zobrazovacích metod. Nové zobrazovací metody umožňují precizní kontrolu polohy pacienta, velikosti a tvar cílového objemu před léčbou a během ní. Metoda, která umožňuje trojrozměrné zobrazení cílového objemu a kritických struktur před ozáření a trojrozměrnou korekci polohy pacienta, se nazývá IGRT (Image-Guided Radiotherapy). Zaručuje přesné nastavení, které je předpokladem eskalace dávky v cílovém objemu při současném snížení incidence a závažnosti nežádoucích účinků záření.

1 CÍL

Cílem bakalářské práce v teoretické části je popsat základní ozařovací techniky, které patří k novějším ve svém oboru a zejména rozebrat zobrazovací modalita používané pro stanovení cílového objemu kritických struktur a určené ke kontrole polohy pacienta při ozařování. V praktické části je cílem porovnat kvalitu obrazu jednotlivých zobrazovacích metod a přiblížit jejich výhody, nevýhody a využití. Dále pak pomocí fantomu zhodnotit geometrickou přesnost systému IGRT.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Historie radioterapie

Radioterapie je datována od konce 19. století, tudíž je jasné, že patří mezi jedny z nejmladších lékařských oborů. S rozvojem radioterapie jsou úzce spjaté fyzikálně-chemické objevy. Její úplný počátek souvisí s objevem takzvaných „paprsků X“, které byly objeveny v listopadu roku 1895 německým fyzikem Wilhelmem Conradem Roentgenem. Tyto paprsky byly po něm později na jeho počest přejmenovány.

Radioaktivita je další významný objev pro radioterapii, byla objevena v roce 1896 francouzským fyzikem a nositelem Nobelovy ceny Antoinem Henrikem Becquerelem. Radioaktivní prvky (jako jsou radium a polonium) byly objeveny o dva roky později, tedy roku 1898, Marií Curie Sklodowskou a Pierrem Curriem. Radium se začalo využívat jako léčebný prostředek, díky předpokladu, že ionizující záření je stimulující nebo neškodné. Aplikovalo se jako tzv. muláž, kdy se na kůži přikládaly radiové tuby. Pro tento léčebný proces se využíval termín radiumterapie, název brachyterapie vznikl až o několik desítek let později. Roentgenoterapie neboli léčba rentgenem se začala vyvíjet v první pol. 20. století. Tato léčba byla uplatňována například u zánětlivých a vředových onemocnění, ovšem i přes značný pokrok týkající se techniky (zvýšení energie záření, filtrace záření, zvětšování ozařovací vzdálenosti, rozvoje ozařovacích technik) bylo obtížné léčit hluboko uložené orgány, z důvodu poškozování okolní zdravé tkáně, tudíž nebylo možné léčit nádorová onemocnění. (Hynková , a další, 2012 stránky 9-11). Dostatečnou dávku záření do hlouběji uloženého objemu nám umožnil až následný vývoj vysokoenergetických zdrojů (cyklotronů, betatronů, kobaltových ozařovačů a lineárních urychlovačů). První kobaltový ozařovač byl instalován v roce 1951 v Londýně. Lineární urychlovač s klinickým rozšířením byl instalován v roce 1952 v Kalifornii. V dnešní době jsou lineární urychlovače považovány za standardní vybavení radioterapeutických pracovišť. Ve 20. letech prof. Antonín Ostrčil vytvořil na gynekologické klinice v Brně tzv. Ostrčilovu metodu pro ozařování karcinomu děložního hrdla. Metoda spočívala v kombinaci brachyterapie a zevní rentgenterapie.

Ve Francii v první polovině 20. století docházelo v oblasti experimentální a klinické medicíny k významným medicínským objevům jako jsou např.: radiosenzitivita tkání a frakcionace. Postupně se rozšiřovaly poznatky v oblastech radiobiologie, radiobiologické fyziky, radiační ochrany. Jeden z nejvýznamnějších rozvojų se stal v roce 1973 v oblasti plánování radioterapie a v zobrazovacích metodách. Jednalo se o objev výpočetní (počítačové) tomografie a o významný pokrok ve výpočetní technice. Došlo ke zlepšení nejen lokalizace

nádorového ložiska s možností zobrazení okolních zdravých tkání, ale i k přechodu od manuálního „papírového“ sčítání isodózních křivek k dvojrozměrnému plánování (2D plánování, kalkuluje dávku v daném CT řezu, nejčastěji procházející středem cílového objemu) dále pak v 90. letech k trojrozměrnému, prostorovému plánování (3D plánování, sledující homogenitu dávky v celém cílovém objemu i v kritických strukturách) s rozvojem vysoce komfortních technik radioterapie (IMRT - radioterapie s modulovanou intenzitou, umožňující optimalizovat dávkovou distribuci, stereotaktické radiochirurgie/radioterapie se systémy umožňujícími intra a extrakraniální výkony. (Hynková , a další, 2012 stránky 9-11) V posledních letech došlo díky začlenění „času“ (jako čtvrtého rozměru) ke komfortní radioterapii (4D radioterapie a radioterapie řízená obrazem neboli IGRT metoda).

Díky IGRT se při ozařování kontroluje poloha zdravých tkání, cílový objem a popřípadě se korigují odchylky, kvůli kterým dochází k nepřesnostem při dodání dávky do cílového objemu. Mezi ozařovací techniky, které jsou v dnešní době nejvíce využívány, patří tedy IMRT (radioterapie s modulovanou intenzitou), 4D radioterapie, IGRT (radioterapie řízená obrazem), rozvoj verifikačních systémů a Rapid Arc (Rapid Arc přibližně od roku 2008). Pro plánování radioterapie jsou častěji využívány zobrazovací modality MR, PET, CT/PET, MR/PET.

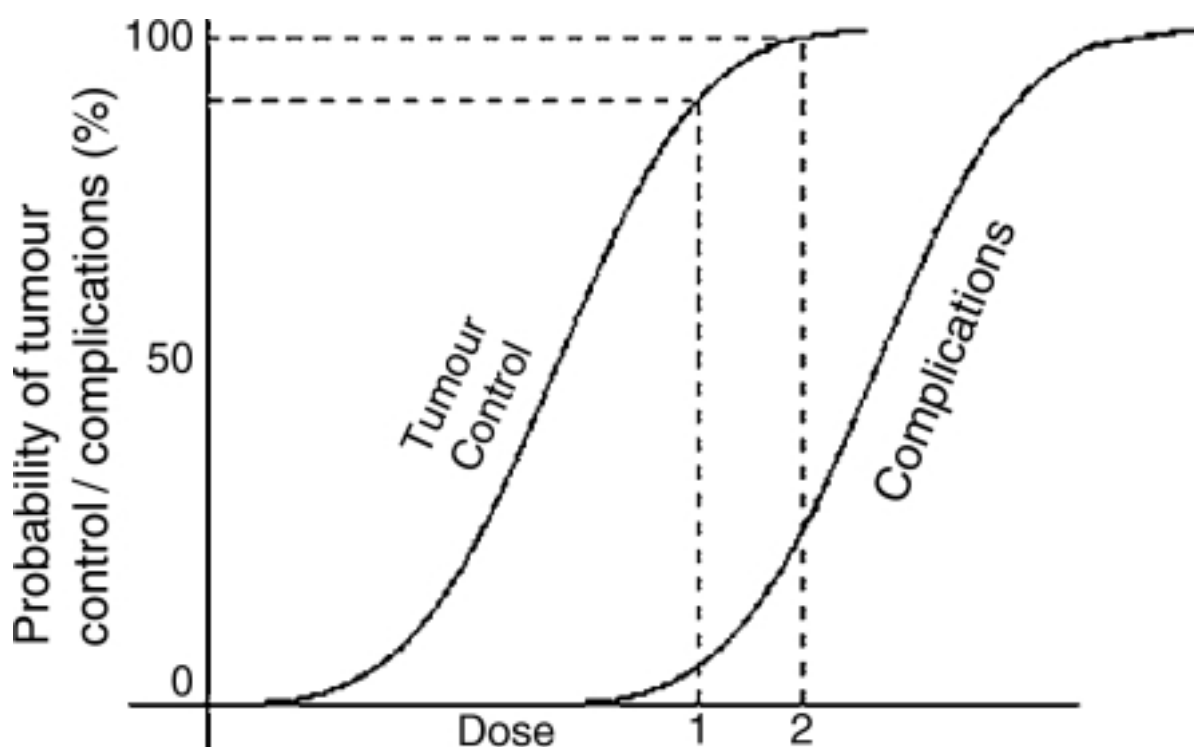
V oblasti radioterapie probíhal rozvoj díky nahrazení radia umělými radioizotopy (^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{131}I , ^{197}Au) s různorodými poločasy rozpadu a energetickými spektry. Velmi významným vylepšením pro brachyterapii byl automatický afterloading, který dosáhl odstranění expozice pracovníků, to se událo v 60. letech 20. století.

První moderní klinické centrum v České Republice, které využívá vysoce přesné protonové terapie, bylo v roce 2012 otevřeno v Praze. Tato protonová metoda je jedna z nejmodernějších onkologických léčebných metod a zaujímá stále vyšší postavení v oblasti léčby nádorových onemocnění.

2.1.1 Radioterapie

Radioterapie je fyzikálně-medicínský obor využívající biologické účinky ionizujícího záření pro léčebné účely. Ve velké většině se jedná o terapii nádorových onemocnění - radiační onkologie. V menší míře se pomocí záření léčí i některá degenerativní a zánětlivá postižení. (Ullmann, 2009) Radioterapie se snaží s maximální přesností dopravit do přesně definovaného cílového objemu dostatečnou dávku záření v určitém čase, s minimálním zatížením zdravých tkání. Každá dávka, která je dodána do těla pacienta s cílem zničit nádorové buňky je však omezena kvůli rostoucí pravděpodobnosti poškození zdravé tkáně

(riziko poškození zdravých tkání je u všech lékařských terapií, například i u farmakoterapie). Pravděpodobnost mezi zničením nádoru a vznikem komplikací je dána měřítkem, které nazýváme terapeutické okno.



Obrázek 1 Pravděpodobnost uzdravení (Baesley, 2005)

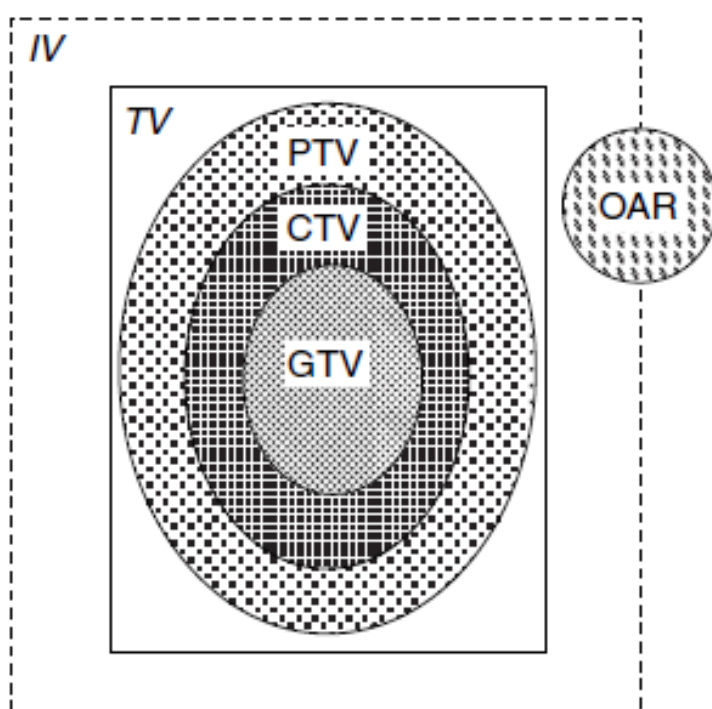
Tumor control (TCP) pravděpodobnost zničení nádoru, complications (NTCP) pravděpodobnost vzniku komplikací. Pravděpodobnost zničení nádoru je vysoká zatím, co vznik komplikací je minimální.

Poškození zdravé tkáně nelze zcela vyloučit, jelikož dávka potřebná pro zničení nádoru je taktéž dávkou způsobující komplikace (rostoucí pravděpodobnost poškození zdravé tkáně). Riziko poškození zdravé tkáně roste s velikostí ozařovaného objemu, velikostí dodávané dávky a také s radiosenzitivitou okolních tkání. Citlivost okolních tkání nejsme schopni ovlivnit, zatím co ozařovaný objem a velikost dávky můžeme díky moderním technologiím co nejefektivněji přizpůsobit. Radioterapii můžeme rozdělit podle záměru na radikální, jejímž cílem je zničit všechny nádorové buňky a tím vyléčit pacienta, a paliativní, která má za úkol zmírnění symptomů nádorového onemocnění. Indikací k paliativní radioterapii bývají zpravidla lokálně či regionálně pokročilá a metastatická onemocnění. Podle polohy zdroje během terapie se používá rozdělení na zevní radioterapii a brachyradioterapii. U zevní radioterapie je zdroj záření mimo tělo pacienta, většinou ve vzdálenosti 80-100 cm.

U brachyterapie se zdroj zavádí do těsné blízkosti ložiska, či přímo do orgánu nebo tkáně s nádorem. Tyto dvě metody jsou obvykle kombinovány a navzájem se doplňují. (Baesley, 2005 str. 78)

2.2 Definice cílového objemu

„Cílový objem je oblast, do které chceme aplikovat co nejvyšší dávku záření (tumorocidní dávku) s cílem destrukce nádorových buněk.“ (Binarová, 2010 str. 26) Cílový objem zahrnuje GTV - tzn. oblast vlastního nádoru, CTV - klinický cílový objem, PTV - plánovaný cílový objem.



Obrázek 2 Cílové objemy (Report No.50, 1993)

Schematické znázornění cílových objemů, demonstrováný vztah různých objemů na sebe: „GTV (gross tumor volume) – tzn. Oblast vlastního nádoru. CTV (clinical target volume) - klinický cílový objem, který zahrnuje vlastní objem nádoru (GTV) a lem, který zahrnuje potencionální mikroskopické šíření. PTV (planning target volume) - plánovaný cílový objem, zahrnuje klinický cílový objem s bezpečnostním lemem, který bere v úvahu fyziologické pohyby nádoru a chyby v nastavení pacienta.“(Binarová, 2010 str. 26) TV - ošetřený objem; IV - ozářený objem; OAR - kritické orgány.

Při plánování radioterapie jsou určeny objemy, které slouží k označení cíle, který má být ozářen a rizikových struktur, které mají být co nejvíce chráněny. Struktury jsou získány zobrazovacími metodami (převážně CT a MR) a určuje je radiační onkolog. Díky tomu, že

nádory mají délku, šířku a hloubku, můžeme objemy rekonstruovat pomocí 2D nebo 3D zobrazení.

2.2.1 GTV (GROSS TUMOR VOLUME)

Gross tumor volume v překladu znamená oblast vlastního nádoru. Jedná se o diagnosticky určený objem nádoru, do kterého je nutno zajistit dodání přesné dávky záření. Tvoří spolu s objemy se suspektním nádorovým postižením klinický cílový objem - CTV. (Kolářová, a další, 2008 str. 95)

2.2.2 CTV (CLINICAL TARGET VOLUME)

Clinical target volume neboli klinický cílový objem, je objem tkáně, který obklopuje celkový objem nádoru tzv. bezpečnostním lemem, který počítá s dalším, možným, mikroskopickým rozšířením nádoru. U nemocných je často potřebné určit více CTV, například u radikálního ozařování CTV1 může být definován jako oblast zahrnující primární tumor a přilehlé vysoce rizikové oblasti a CTV2 popřípadě CTV3, představuje oblasti s vysokým rizikem postižení ozařované profylakticky. (Kolářová, a další, 2008 str. 95)

2.2.3 PTV (PLANNING TARGET VOLUME)

Planning target volume je konečný objem určený radiačním onkologem v průběhu plánovacího procesu. Zcela zahrnuje GTV a CTV. Plánovací cílový objem je ve skutečnosti přidán z bezpečnostních důvodů spojených s pohyby orgánů. Okraj je soustředěn okolo GTV a CTV. Tato tzv. rezerva by měla být sestavena podle analýzy nejistot. V praxi je většinou výsledkem kompromisu mezi dvěma pravidly: za prvé je důležité ujistit se, že CTV obdrží předepsanou dávku, a za druhé musí být zajištěno, aby kritické orgány neobdržely nadměrnou dávku. (Šlampa, a další, 2007 str. 54) Někdy je třeba nastavit asymetrické okraje například okolo nádorů prostaty z důvodu chránění konečníku, jakožto rizikového orgánu. Na rozdíl od GTV a CTV, které jsou čistě onkologické a nezávislé na jakémkoli terapeutickém přístupu, je PTV pouze geometrický objem, který nemusí nutně odpovídat přesným hranicím tkáně nebo orgánu.

2.2.4 OAR (ORGANS AT RISK)

Nejvíce kritické orgány jsou orgány v blízkosti PTV jelikož neobsahují maligní buňky. Zdravé buňky sice mají obecně lepší schopnost reparace při poškození zářením než buňky nádorové, nicméně při nadprahovém ozáření regenerace buňky není možná a může dojít

k poškození funkcí těchto tkání či orgánů. Naším cílem by tedy mělo být minimalizovat ozáření těchto orgánů a tkání.

Mezi nejvíce ohrožené orgány patří:

- Mozek: čočka oka, mozkový kmen
- Hlava a krk: čočka oka, příušní žlázy
- Hrudník: mícha, plíce
- Břicho: mícha, tlusté střevo, tenké střevo, ledviny
- Pánevní: močový měchýř, konečník, stehenní hlavice, tlusté střevo, tenké střevo

Mnoho orgánů má určenou toleranční dávku záření, při jejímž překročení lze očekávat možné nežádoucí účinky, které dělíme na:

- Akutní - ty vznikají v průběhu ozařování a přetrvávají několik týdnů po jeho ukončení.
- Pozdní - které vznikají v průběhu měsíců či roků po léčbě.

Závažnost těchto změn se zvyšuje s růstem překročení prahové dávky a kvůli tomu byly na základě radiobiologického sledování určeny toleranční dávky. Toleranční dávky se mění podle orgánu, počtu frakcí, velikosti ozařovaného objemu, kombinací s další léčbou a souvisí i s věkem nemocného. Existuje spor o vymezení tolerančních dávek pro duté orgány, jako jsou například střevo nebo konečník. (Mayles, a další, 2007 stránky 639-641)

2.3 Ozařovací techniky

Výběr ozařovací techniky závisí na umístění, rozsahu a biologickém typu nádoru. Dalším důležitým aspektem pro správné zvolení techniky léčby by mělo být zohlednění celkového stavu pacienta, co nejrovnoměrnější rozložení dávky v ozařovaném objemu za maximálního šetření okolních zdravých tkání a technické vybavení radioterapeutického pracoviště. (Dorotík, 2006 stránky 15-17) Ozařovací techniky můžeme rozdělit podle:

- a) polohy zdroje záření a ozařovaného objemu
 - přístroje pro teleterapii (zdroj záření je mimo ozařovaný objem v určité vzdálenosti)
 - přístroje pro brachyterapii (zdroj záření je v těsném kontaktu nebo dokonce uvnitř ozařovaného objemu)
- b) typu zdroje ionizujícího záření

- teleterapie využívá jak radioaktivních izotopů, tak generátorů záření (generátory záření dělíme na dva základní typy, Roentgenovu elektronku a urychlovač částic)
 - brachyterapie využívá radioaktivních izotopů
- c) počtu 1, 2, 3, 4, 5 a více polí a jejich uspořádání
- d) speciální techniky
- velkoobjemové
 - celotělové
 - pohybové
 - stereotaktické
 - IMRT
 - IGRT

2.3.1 Lineární urychlovač

Lineární urychlovač se stal díky své přesnosti, spolehlivosti, všestrannosti a efektivnosti základním léčebným přístrojem ve většině radioterapeutických odděleních. Pracuje na principu urychlování nabitých částic (elektronů) pomocí působení elektrického a magnetického pole. Z technického hlediska a z hlediska dráhy máme dva druhy urychlovačů jeden kruhový a druhý lineární. Poté máme další dva druhy lineárních urychlovačů, jeden elektrostatický, který přímo urychluje nabitě částice v urychlovací trubici a převádí vysoké stejnosměrné napětí ze zdroje na elektrody a druhý vysokofrekvenční, který používá k urychlování soustavu válcových elektrod nebo dutinové rezonátory, jeho urychlovací trubice využívá 1 až 2 MeV energie (v současné době jsou kvůli své těžké obsluze zařazeny pouze do historického významu). (Dorotík, 2006 str. 31) Urychlené elektrony dopadají v řádech jednotek až desítek MeV na terčík, kde jsou za vzniku „brzdného, X“ neboli fotonového svazku záření zabrzdovány. Fotonový svazek dále proniká terčíkem a poté je v hlavici urychlovacího přístroje homogenizován a pomocí vykrývacích clon tvarován a ohraničen. Nepravidelného ohraničení (nepravidelného tvaru pole) dosáhneme díky vícelamelovému kolimátoru. Tento kolimátor nám umožňuje rychlejší clonění bez používání individuálních stínících bloků. (Ullmann, 2009 str. 94)

2.3.2 3D-CRT komfortní radioterapie

3D komfortní radioterapie je dnes základní ozařovací technikou. Jedná se o léčbu zářením, která je založená na trojrozměrném plánování, kdy je ozařovací objem co nejvíce přizpůsoben léčené oblasti. (Motol, 2012) Používá se více tvarovaných vstupních polí a rozložení dávek do

cílových objemů. Ve srovnání s dřívější konvenční radioterapií (2D radioterapií) je možné ozařit cílový objem s minimálním zatížením zdravých tkání a orgánů. Základem pro 3D plánování je použití trojrozměrných zobrazovacích technik jako jsou výpočetní tomografie, magnetická rezonance a pozitronová emisní tomografie. (Ullmann, 2009)

2.3.3 IMRT radioterapie (Intensity Modulated Radiation Therapy)

Radioterapie s modulovanou intenzitou využívá přizpůsobení svazku záření tvaru cílového objemu a je upravena i intenzita neboli fluence svazku. Díky IMRT je možné ozařovat geometricky složitější cílové objemy a ještě více šetřit pacientovy okolní orgány. Jedná se o zdokonalenou verzi komfortní radioterapie. Během ozáření je možné dodávat do oblasti nádoru větší dávku než do místa předpokládaného mikroskopického postižení a to díky vícelamelovému kolimátoru. IMRT Rapid Arc je technicky pokročilejší typ IMRT radioterapie. Doba ozařování trvá výrazně kratší dobu. Cílový objem je přesněji ozařován. Základní vlastností IMRT Rapid Arc je, že pomocí kyvu gantry lineárního urychlovače dokážeme dodat do cílového objemu trojrozměrně tvarovanou dávku. Ostatní techniky dodávají dávky do cílového objemu z několika přesně definovaných statistických směrů. (Ullmann, 2009)

2.3.4 IGRT radioterapie (Image Guided Radiation Therapy)

Jedná se o radioterapii řízenou obrazem, která využívá zobrazovacích technik během ozařování a díky tomu zvyšuje přesnost ozáření. V okamžiku plánování léčby nám ozařovací plán zobrazuje pozici svazků. Mezi jednotlivými frakcemi záření nám vznikají odchylky, které jsou vzniklé například mírnou změnou polohy pacienta, otokem v ozařované oblasti nebo třeba úbytkem váhy či pohybem orgánů pacienta. (Ullmann, 2009) Zobrazovací systémy nám umožňují zjistit možné odchylky a zajistit tak přesnější ozáření. IGRT využívá celou řadu zobrazovacích technologií (CT, CBCT, MRI, PET, EPID A OBI).

2.4 Zobrazovací techniky pro stanovení cílového objemu

Neexistuje jediná univerzální modalita vhodná pro všechny typy nádorů. V mnoha případech se neobejdeme bez kombinace více zobrazovacích metod, jejichž vzájemný vztah nelze považovat za konkurenční, ale za komplementární. Hlavní význam diagnostického zobrazování tkví v prokázání nebo vyloučení přítomnosti nádoru a eventuální poskytnutí informací nezbytných pro staging (velikost ložiska, lokalizace, ohraničení, šíření do dalších kompartmentů, postižení uzlin a přítomnost metastáz). (Cormier, a další, 2004 str. 54) Pro stanovení cílového objemu využíváme zobrazovací techniky, které nám neinvazivně zobrazí

požadovanou část organismu. Umožňují nám detekci různých patologických stavů a patologických změn, proto jsou nedílnou součástí diagnostiky. V onkologii nám znázorňují solidní nádory, jejich umístění a také slouží k naplánování jejich léčby pomocí radioterapie.

U plánování radioterapie se snažíme umístit největší a nejpřesnější dávku záření do cílového objemu a zároveň se snažíme šetřit okolní tkáň. Zásluhou zobrazovacích metod jsme schopni docílit co nejpřesnějšího zobrazení nádoru a tedy i umístění požadované dávky.

Mezi nejčastěji užívané techniky patří výpočetní tomografie tvořící obraz díky rozdílné absorpci rentgenového záření v různých tkáních a jejímu počítačovému zpracování. Magnetická rezonance pracující na principu magnetického pole. Pozitronová emisní tomografie získávající obraz na základě snímání nahromaděného radioizotopu v určitém orgánu nebo tkáni a ultrazvukový tomograf pracující na principu odrazu nebo-li ozvěny ultrazvukových vln na rozhraní tkání. CT a MR nám podávají informaci o rozsahu nádoru, postižení chrupavky, kosti, perivaskulárním šíření, o spádových lymfatických uzlinách. Ultrazvukové vyšetření může pomoci ke zpřesnění informací o uzlinovém postižení. (Zámečník, 1982 stránky 39-43)

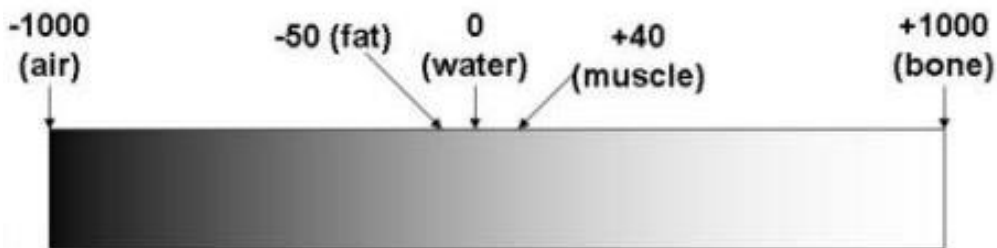
Rozhodující pro diagnózu je pak bioptické vyšetření za účelem stanovení histopatologického typu nádoru, stupně diferenciaci nebo vaskularizace. K vyloučení vzdálených metastáz nám poslouží RTG plic, případně hrudníku nebo sonografie břicha a scintigrafie skeletu. PET nám přináší informace o primárním nádoru, uzlinovém postižení, distančních metastáz a eventuálně o sekundárním zhoubném onemocnění. PET se stalo významným vyšetřením u pacientů s nádory hlavy a krku, pomáhá nám s výběrem vhodné léčebné strategie.

2.4.1 Výpočetní tomografie

Základním poznatkem pro sestavení výpočetní tomografie bylo objevení (RTG) rentgenového záření, které roku 1895 objevil W. C. Rontgen. Zjistil, že při průchodu záření tkáněmi intenzita tohoto záření klesá a je možné jej zaznamenat a zobrazit požadovanou tkáň sumárně (tedy 2D). Roku 1971 byla vynalezena výpočetní tomografie, za vynálezce se považují Brit Godfrey Hounsfield a Američan Allan McLeod Cormack, kteří nezávisle na sobě učinili tento objev. Metoda využívá vlastnosti RTG záření, tedy zejména jeho schopnost diferencovaně se absorbovat v tkáních a umožňuje matematicky vyjádřit hodnoty denzity a počítačově jej převést na obraz.

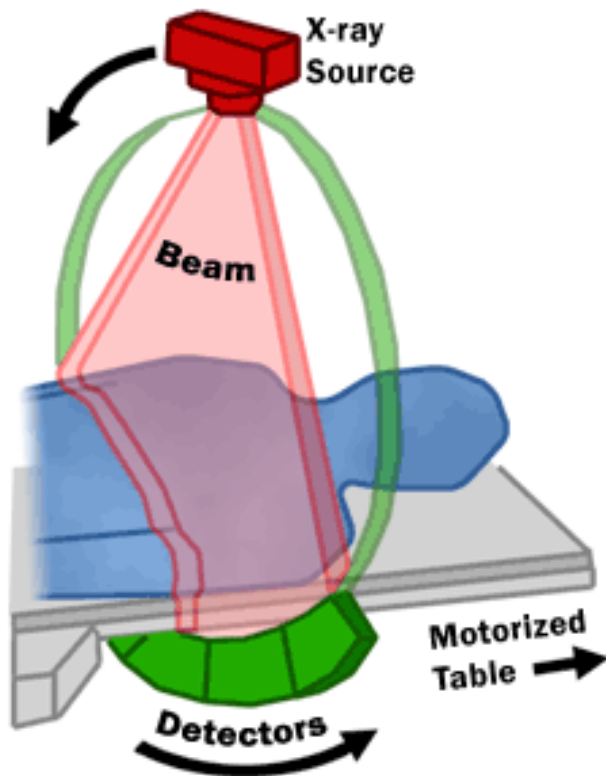
2.4.1.1 Princip výpočetní tomografie

Princip výpočetní tomografie spočívá v měření absorpce rentgenového záření při průchodu tkáněmi lidského těla spolu s použitím mnoha expozičních projekcí a jejich následného počítačového zpracování. Rentgenka emituje úzce kolimovaný svazek záření ve tvaru vějíře, který prochází vyšetřovaným objemem a je registrován soustavou detektorů, které pracují jako dokumentační medium. Pomocí detektorů se zaznamenaná kvanta rentgenového záření přeměňují na elektrický signál, který je digitalizován a dále jsou pomocí číselných údajů vytvořeny číselné sítě (matice). Tyto číselné sítě jsou sestaveny z dvourozměrných čtverečků (pixelů = picture matrix element), ty udávají, z kolika pixelů se skládá CT obraz (většinou se používá 512 x 512 nebo 1024 x 1024 pixelů). Vyšetřovaná oblast není plocha, ale objem tudíž je nutné pracovat i s tloušťkou. Získaný obraz se tedy skládá z kvádrů (voxelů = volume matrix element), velikost voxelu je závislá na velikosti pixelu a tloušťce vyšetřované vrstvy. Jelikož lidské oko je schopné rozeznat pouze 16 odstínů šedi je předem nutné stanovení, čeho se bude vyšetřovaná část těla týkat (mozek, plíce, skelet). Hounsfieldova škála umožňuje stanovit denzitu zobrazovaných tkání či materiálů, různého složení v rozmezí od -1000HU po +3096HU. (Vomáčka, a další, 2012 str. 42)



Obrázek 3 Hounsfieldova škála šedi (Broder, 2005)

Hounsfieldova škála šedi: zobrazuje jaká hodnota je daná k jakému materiálu, -1000 vzduch, -50 tuk, 0 voda, +40 svaly, +1000 kosti.



Obrázek 4 Výpočetní tomografie (Jihlava, 2011)

Princip výpočetní tomografie: X-ray zdroj rentgenového záření, Beam - vyslané paprsky rentgenového záření, Detectors - soustava dokumentačního media, které zaznamenává paprsky rentgenového záření, které prošly ozařovaným objektem, Motorized Table - posuvný stůl na kterém leží ozařovaný objem

CT přístroj se skládá z gantry v němž jsou uloženy detektory a rotující rentgenka, pohyblivý vyšetřovací stůl, na kterém leží pacient, počítačová část a přídatná zařízení jako je například pumpa na podání kontrastní látky. (Chudáček, 1993 str. 412)



Obrázek 5 Přístroj pro výpočetní tomografii (Siemens, 2011)

Computed Thomography: gantry a vyšetřovací stůl.

2.4.2 Využití výpočetní tomografie

Vyšetření CT dokáže zobrazit skelet i měkké tkáně včetně většiny nádorů, čerstvého krvácení a abscesů. Kromě diagnostiky, je vhodné také pro plánování chirurgických výkonů, radioterapie. Pod CT kontrolou můžeme provádět také intervenční výkony, jako jsou biopsie a drenáže. Využití CT v radioterapii nám dovoluje výpočet rozložení dávky ionizujícího záření v těle pacienta na základě denzity tkání. (Chudáček, 1993 str. 414) Plánovací vyšetření při radioterapii poskytuje kvalitní zobrazení anatomie pacienta. V místě lokality nádoru či záměru léčby si provedeme kontrastní RTG značky a provedeme CT řezy, tyto provedené řezy jsou převedeny do plánovacího systému.

2.4.3 CBCT - Cone Beam CT

Rozdíl mezi klasickým CT a CBCT je primárně ve tvaru svazku rtg záření, dále ve tvaru detektoru a v počtu otáček systému kolem pacienta. Klasické CT má rtg svazek ve tvaru vějíře (FAN BEAM), který dopadá na úzký detektor. Data jsou snímána v jednotlivých řezech během mnoha otáček systému. Cone Beam CT využívá tzv. kuželovitý rtg paprsek (CB = CONE BEAM = kuželovitý paprsek), který dopadá na široký (čtvercový/obdélníkový) detektor. Velikost detektoru je dostatečně velká pro snímanou plochu, a proto stačí jedna kruhová (360°) rotace. Výhodou této technologie CBCT je několikanásobně nižší dávka (podle výrobců až 50x nižší), rychlejší vyšetřovací čas a detailnější rozlišení obrazu.

Z dat nasnímaných pomocí CBCT lze podobně jako u klasického CT rekonstruovat virtuální 3D zobrazení a další možné úpravy. (Zubní implantáty, 2015)

Technologie CTCB se nejvíce využívá v zubním lékařství. Rentgenka obíhá kolem hlavy pacienta. CBCT splňuje vyšší nároky na detailní zobrazení ve stomatologii.

2.4.4 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MRI - magnetic resonance imaging) je zobrazovací metoda využívající elektromagnetického pole, ke svému zobrazení tedy nevyužívá škodlivého ionizujícího záření. O vývoj se zasloužila dvojice Paul C. Lauterbur a Peter Mansfield, kteří v roce 2003 dostali Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii. Principem metody je uložení pacienta do velmi silného magnetického pole a následné vysílání krátkých radiofrekvenčních pulzů se současným snímáním signálu, který vytvářejí převážně jádra atomů vodíku v pacientově těle. (Vomáčka, a další, 2012 str. 47) Konverze signálu s výpočtem, který využívá složitých algoritmů je využito k rekonstrukci obrazu.

2.4.4.1 Princip magnetické rezonance

Základem magnetické rezonance je elektromagnetické pole, které je tvořeno okolo každé elektricky nabitě, pohybující se částice. Atomové jádro se skládá z protonů a neutronů. Protony jsou kladně nabitě částice, které rotují kolem své dlouhé, vlastní osy a vykonávají pohyb zvaný spin. Svým pohybem vytvářejí magnetické pole, které označujeme jako magnetický moment. Má-li atomové jádro sudé nukleonové číslo vykazuje navenek nulový magnetický moment; naopak atomová jádra s lichým atomovým číslem vykazují magnetický moment. Jelikož je lidské tělo tvořeno ze dvou třetin z vody a molekula vody je tvořena dvěma atomy vodíku, stává se vodík ideálním prvkem pro zobrazení magnetickou rezonancí. Magnetický moment vodíku je relativně silný a dá se dobře měřit. Ve tkáni jsou protony vodíku umístěny nahodile, jejich spiny směřují různě a magnetické momenty se ruší. Umístíme-li však protony do silného statického magnetického pole, protony se zesynchronizují rovnoběžně se siločárami magnetického pole. Více než polovina se postaví do paralelní polohy, zbylá část do antiparalelního postavení. Statické magnetické pole způsobuje precesi, což je rotační pohyb v transverzální rovině, po obvodu pomyslného kužele. Všechny protony, ale nerotují synchronně, tzv. nejsou ve fázi. Na síle statického magnetického pole závisí frekvence precesního pohybu, který závisí také na tzv. gyromagnetickém poměru. Závislost se vyjadřuje jako Larmorova frekvence. Antiparalelní protony vyruší magnetický moment stejného počtu paralelních protonů, a protože je paralelních protonů víc, začnou vykazovat magnetický moment (vektor podélné magnetizace).

Každá tkáň má jinou hustotu zastoupení protonů a tím poukazuje na své složení a stává se základem pro tvoření MR obrazu. Vektor tkáňové magnetizace je orientován stejně jako vektor intenzity magnetického pole MR magnetu. Abychom mohli změřit jeho velikost, musíme vektor úhrnného magnetického momentu vychýlit z původní polohy. To uděláme tak, že dodáme do tkáně elektromagnetický impuls o frekvenci shodnou s Larmorovou frekvencí, protony budou schopné absorbovat energii elektromagnetického vlnění a dojde k jevu zvanému rezonance. Tento dodaný impuls, kromě toho, že předá protonům energii a otočí jejich vektor, způsobí také, že protony začnou vykonávat precesní pohyb synchronně. Tím nám vznikne vektor příčné tkáňové magnetizace. (Chudáček, 1993 stránky 422-426) Když impuls přestane působit, celý systém se z vybuzeného stavu vrátí do stavu původního. Dojde k relaxaci. Přebytkovou energii protony uvolňují do okolní tkáně. Časová konstanta určující, jak rychle se protony vrátí z vybuzeného stavu do původního, jak rychle obnoví svoje paralelní uspořádání, se označuje jako T1 (podélná relaxace). Doba, za kterou dojde k vymizení příčné tkáňové magnetizace, označujeme jako příčný relaxační čas T2. Čas T1 je vždy delší než čas T2. Relaxační signál se začne přijímat cívkou, bude se měřit čas a pomocí toho se rekonstruuje anatomický obraz. MR využívá různých technik zobrazení k identifikaci nejen obsahu vody v tkáních, složení jednotlivých tkání (např. buněčnost nádorů), ale umožňuje i hodnotit opacifikaci jednotlivých orgánů (MR enhancement).

Přístroje magnetické využívají různých sekvencí, jejichž názvy se liší podle výrobce přístroje – obecně využívají schopnosti potlačit signál tuku nebo vody, využívají difúzního vážení a výpočtu ADC map k diagnostice ischemií apod.

2.4.4.2 Využití magnetické rezonance

MR se využívá pro svůj vynikající tkáňový kontrast zejména v diagnostice patologií CNS. Zobrazení mozku při využití jednotlivých sekvencí nám dá informaci o stavu likvorových cest, struktuře šedé a bílé hmoty a pomocí signálových změn v jednotlivých váženích jsme schopni určit patologické ložisko. Pro přesnější identifikaci ložiska se podává intravenózní kontrastní látka, která umožní zobrazit porušení hematoencefalické bariéry při opacifikaci ložiska. V současné době nejsou známy škodlivé účinky působení radiofrekvenčních polí (jen účinek termický) a tak lze využívat MR zobrazení opakovaně, u dětí i těhotných žen. Nově se využívá MR k zobrazení tzv. traktografie a funkční magnetické rezonance jako pomocník pro neurochirurga před jeho operačním zákrokem k identifikaci důležitých mozkových center.

MR využíváme k diagnostice solidních nádorů a také k plánování radioterapie. (Chudáček, 1993 str. 427)



Obrázek 6 Přístroj MR (Nemocnice Kolín, 2010)

Přístroj magnetické rezonance se skládá ze stacionárního magnetu s napájecím a chladicím zařízením, gradientní cívky, vysokofrekvenčního vysílače, vyšetřovacího stolu umístěného v gantry přístroje, magnetického stínícího materiálu, počítačového systému pro zpracování, archivaci a rekonstrukci obrazu, dále pak z doplňkových monitorací EKG, dýchání apod.

2.4.5 Pozitronová emisní tomografie

Pozitronová emisní tomografie je metoda umožňující zobrazení rozložení radiofarmaka v těle pacienta. G. Brownel a W. Sweet byli první, kterým se podařilo zaznamenat látky emitující pozitrony. Hlavní impuls pro rozvoj PET bylo zjištění, že 18-FDG se akumuluje v nádorových buňkách. Na počátku 21. století se tato metoda začala využívat v praxi. Jelikož PET je velmi finančně náročná jak provozem, tak pořizovací cenou, není zcela rozšířena na všechna pracoviště. Pozitronové tomografy se stále rozšiřují a rozvíjejí hlavně ve směru týkající se hybridních PET/CT přístrojů.

2.4.5.1 Princip pozitronové emisní tomografie

Principem pozitronové emisní tomografie je použití biologicky aktivních sloučenin značených krátkodobými radionuklidy a jejich následné scintigrafické zobrazení. Distribuce

pozitronových radionuklidů, využívá koincidenční detekci dvojice fotonů anihilačního záření o energii 511keV. Fotony vznikají při anihilaci pozitronu s elektronem a vylétávají z místa svého vzniku v protilehlých směrech - pod úhlem 180°. Těto koincidenční detekci dvojice anihilačních fotonů je využíváno k elektronické kolimaci a k následné rekonstrukci tomografického obrazu. (Kolářová , a další, 2011 str. 23) PET využívá je například glukózu značenou fluorem 18 (18FDG) s poločasem rozpadu 1,8hodin. Po nitrožilní aplikaci FDG, FDG vstupuje do buněk jako glukóza, ale hromadí se převážně v místě nádorového bujení. Při rozpadu 18F tedy dochází k emisi pozitronu, který spolu s elektronem anihiluje za vzniku dvou fotonů záření gama. Oba tyto fotony se pohybují opačným směrem a jsou detekovány detektory. Detektory jsou uspořádány do tvaru prstence. PET kamera nám umožňuje snímání řádově milionu fotonů za sekundu. Ze zrekonstruovaných informací lze vytvořit transaxiální řezy, které představují distribuci radiofarmaka v organismu. Tato metoda nám nepodává přesné anatomické informace o lokalizaci ložiska, jedná se spíše o přibližné umístění ložiska.

2.4.5.2 Využití pozitron emisní tomografie

Pozitronová emisní tomografie je jednou z nejnovějších možností v diagnostickém zobrazení. Jedná se o funkční zobrazení využívané například v onkologii k posouzení biologické povahy vyšetřovaného ložiska, napomáhá k rozhodnutí o nejúčinnější léčbě a ke sledování její účinnosti. Přináší informace o primárním nádoru, uzlinovém postižení a distančních metastázách. (Kolářová , a další, 2011 stránky 23-26) 18FDG PET je využívána především u nemalobuněčných tumorů plic, maligních lymfomů, melanomů, tumorů hlavy a krku, gynekologických a také kolorektálních karcinomů. V kardiologii jej využíváme k vyšetření při nemoci srdečních tepen nebo k odhadu úspěšnosti operační léčby by-passem srdečních tepen. Dále pak pozitronovou emisní tomografií využíváme v neurologii k určení oblasti mozku, která zodpovídá za epileptické záchvaty a také ke zjištění počínajících degenerativních chorob mozku, např. Alzheimerovy choroby. (Řehák, 2015)

2.4.6 Ultrasonografie

Ultrasonografie je jedna z nejrozšířenějších a nejsnáze dostupných diagnostických zobrazovacích metod. Tato diagnostická metoda se začala vyvíjet na počátku 50 let 20. století a za 50 let své existence dosáhla neobyčejně prudkého technologického vývoje. Díky mobilnosti a pořizovací ceně, se stala nejčastěji používanou diagnostickou metodou v řadě lékařských oborů.

2.4.6.1 Princi Ultrasonografie

Ultrazvukem rozumíme mechanické kmity o frekvenci vyšší než 20 kHz, k diagnostickým účelům se však používá frekvence v megahertzové oblasti, obvykle 2,5-18 MHz. Ultrazvukové kmity se šíří formou vlnění. Zdrojem těchto kmitů jsou převážně piezoelektrické měniče. Nejdůležitějšími parametry pro prostředí, ve kterých se šíří vlny, je rychlost šíření těchto vln v daném prostředí (tzv. fázová rychlost). Akustická impedance odpovídá množství odražené energie na akustickém rozhraní a útlum, závisící na kmitočtu ultrazvukových vln a hraje důležitou roli při volbě zobrazovací frekvence. Obecně platí, že čím vyšší je frekvence, tím je lepší zobrazení detailu při zhoršeném průniku vln do hloubky. Naopak při volbě nižší frekvence ultrazvukových vln dosáhneme lepšího průniku do větší hloubky při současném zhoršení zobrazovaného detailu. V dnešní době se využívá tzv. multifrekvenčních sond s odlišnou nosnou a zobrazovací frekvencí. (Hrazdira, 2008 stránky 1-6)

2.4.6.2 Využití ultrasonografie

Metodu užíváme k zobrazení měkkých tkání, a struktur například při vyšetřování parenchymových orgánů krku, břicha, muskuloskeletálního systému, mozku a patologických tekutinových kolekcí. Dopplerovské vyšetření se využívá k zobrazování velkých cév nebo cévního zásobení orgánů. Nově vyvíjenou metodou je sonoelastografie (US elastografie), která představuje zobrazovací modalitu napodobující palpaci. Tato metoda vychází ze skutečnosti, že patologické změny tkáně se projeví především změnou tuhosti, tedy maligní ložiska vykazují ve většině případů větší tuhost než ložiska benigní či zdravé tkáně. Metoda poskytuje informace o vnitřní struktuře měkkých tkání na základě měření odpovědi na silové působení (kompresi). Zobrazení tkání probíhá ve dvou krocích. Za první rozsah posunutí tkáně před a po kompresi. Za druhé zrekonstruování mechanických vlastností tkáňových struktur podle barevného kódování. Měkké tkáně jsou zobrazovány podle volby. Zvýšení tkáňového kontrastu nebo dopplerovského signálu cév lze zvýraznit použitím ultrazvukové kontrastní látky. (Hrazdira, 2008 str. 11)

2.5 Planární radiografie

Planární (2D) radiografie se využívá pro přesnou kontrolu polohy pacienta a cílové tkáně před ozařováním. Ozařovač může být např. vybaven přídatným RTG zobrazovacím systémem nazývaným OBI - ON-BOARD Imager Systém (zobrazovací systém namontovaný přímo na ozařovači), In Room CT (CT v místnosti ozařovače) nebo EPID – elektron portal imaging device (elektronický portálový zobrazovací systém).

2.5.1 OBI

On-Board Imager Systém je zobrazovací systém, který je namontován na gantry ozařovače (lineárního urychlovače) kolmo na centrální osu ozařovače. Rentgenový systém se otáčí spolu s gantry a je umístěn tak aby měl stejné izocentrum jako vysokofrekvenční paprsek ozařovače. Před samotným začátkem ozařování provedeme RTG 2D nebo CT zobrazení s široce kolimovaným (modulovaným) kuželovitým svazkem, který prozáří pacienta a dopadne na protilehlý flat-panel. Po průchodu svazku záření pacientem nám flat-panel paprsek zaznamená a vytvoří aktuální obrazy. Aktuální obrazy srovnáme s referenčními obrazy-východními obrazy nebo s planárními snímky a dovolí nám korekci polohy v případě potřeby. Tato korekce eliminuje chyby v polohování pacienta mezi jednotlivými frakcemi. (Binarová, 2010 str. 84)



Obrázek 7 Příklad přístroje s OBI systémem (Varian Medical Systems, 2012)



Obrázek 8 Přístroj se systémem OBI (SUJB, 2009)

1 – Gantry lineárního urychlovače; 2 – kilovoltážní RTG zdroj na motorickém ramenu; 3 - kilovoltážní detektor obrazu; 4 – megavoltážní detektor na motorickém ramenu

2.5.2 EPID

Elektronický portálový zobrazovací systém je plošný detektor megavoltových fotonů tvořený maticí detektorů. Je umístěn pod pacientem, naproti zdroji terapeutických megavoltových fotonů. Po nastavení pacienta do požadované polohy pod urychlovačem pořídíme předozadní projekci potřebné části těla. (Binarová, 2010 stránky 97-102) Tento pořízený snímek následně porovnáme s tzv. digitálně rekonstruovaným rentgenogramem, což je numericky vypočtený snímek ze série CT snímků (3D modelu pacienta). Na megavoltážním snímku jsou jasně vidět struktury kostí, které umožňují korigovat pozici pacienta tak, aby odpovídala kostním strukturám na 3D modelu.

2.6 Výhody a nevýhody jednotlivých zobrazovacích modalit

O výběru vhodné zobrazovací modalit rozhoduje indikující lékař, který musí brát na vědomí stav pacienta. Ne všichni pacienti jsou schopni podstoupit některé z vyšetření. Typickým příkladem, je nepodstoupení vyšetření pomocí magnetické rezonance z důvodu klaustrofobie. Každá zobrazovací metoda má své výhody a nevýhody. Tyto výhody a nevýhody úzce souvisí s vyšetřením pomocí „škodlivého“ rentgenového záření (např. CT) anebo bez použití „škodlivého“ ionizujícího záření (např. magnetická rezonance nebo ultrazvuk).

2.6.1 Proč je vyšetření pomocí rtg záření nebezpečné a magnetické rezonance ne?

Ionizující záření u CT = vždy vysoká radiační zátěž

MR – radiofrekvenční pole = jen tepelné účinky

Při rentgenovém vyšetření je použito rentgenové záření o energii 30 000 eV. Při vyšetření magnetickou rezonancí jsou do lidského těla vysílány impulzy o energii 0,000 000 3 eV, tedy „bilion-krát“ menší než je energie rtg záření. Důvodem proč je rentgenové záření nebezpečné je to, že má schopnost ionizovat molekuly v lidském těle. Ionizací dochází k rozdělení neutrálních molekul na ionty záporné a kladné, ty vytvářejí volné radikály a mohou poškodit šroubovici DNA v jádře buněk. Pro ionizaci molekul v lidském těle je potřebná energie přibližně 4 000 eV. Energie radiofrekvenčního záření nepostačuje k tomu, aby došlo k ionizaci, tudíž magnetická rezonance je pro lidské tělo bezpečná, zatímco energie rtg záření schopnost ionizace má, tudíž je pro molekuly v lidském těle „škodlivá“. (Sukupova, 2012)

2.6.2 Výhody a nevýhody výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) patří mezi zobrazující modalitu používající rentgenové záření. CT vyšetření je první volbou u pacientů po nehodách (pro skvělé zobrazení čerstvého krvácení), dále pak pro hodnocení radioterapie, u podezření na zánětlivé či tumorózní onemocnění mozku. (Peterová, 2013) Výhodou výpočetní tomografie je dobrá dostupnost (přítomnost přístrojů na mnoha pracovištích) tudíž i krátká čekací doba na vyšetření, rychlost vyšetření (samotná doba vyšetření trvá několik sekund), u nativního vyšetření je jedinou kontraindikací gravidita. Nevýhodou je vysoká radiační zátěž a výsledné rozlišení měkkých tkání. Nativní vyšetření pro špatný tkáňový kontrast musí být doplněno podáním kontrastní látky, po její aplikaci hrozí riziko alergické reakce. (Sukupova, 2012)

2.6.3 Výhody a nevýhody magnetické rezonance

Magnetická rezonance je zobrazovací modalita využívající elektromagnetického pole, nezatěžující škodlivými účinky ionizujícího záření. Fyzikální princip magnetické rezonance (MRI) představuje nukleární magnetická rezonance (NMR). Ta využívá skutečnosti, že protony stejně jako neutrony mají určitý vlastní moment tzv. spin, díky němuž získává celé atomové jádro určitý magnetický moment. K zobrazení pomocí MR se využívá jader vodíku. Protože lidské tělo je tvořeno z více než 70 % vody, jsou tak protony vodíku ideální pro zobrazení. MR má vysoký tkáňový kontrast a dobře se hodí k zobrazení prakticky všech tkání lidského těla ve statickém i dynamickém obraze. Ve srovnání CT je výsledný obraz výrazně

lepší. Nevýhodou zobrazení MR je horší dostupnost vyšetření (MR přístrojů není zdaleka tolik jako CT přístrojů), delší čekací doba na vyšetření, vyšší je cena vyšetření, delší samotná vyšetřovací doba, nutná je nehybnost objektu při vyšetření z důvodu délky trvání jednotlivých sekvencí. Nežádoucími účinky u pacienta umístěného v silném magnetickém poli jsou dočasné nervové stimulace (nervové tiky v okolí vyšetřované tkáně) a také nepříjemný a hlasitý zvuk během vyšetření. Další nevýhodou je stísněný prostor gantry a četné kontraindikace, kvůli kterým není možné provést vyšetření (implantovaný kardiostimulátor, defibrilátor, kovové materiály nebo inzulinová pumpa a mnoho dalších). (Sukupova, 2012)

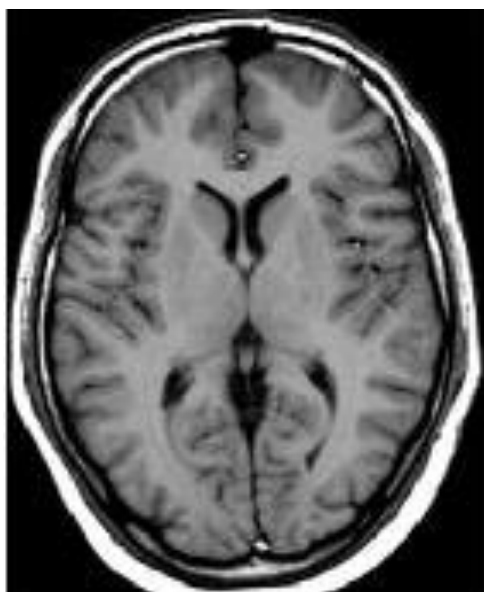
2.6.4 Výhody a nevýhody ultrasonografie

Ultrasonografie využívá vlastnosti mechanického vlnění s frekvencí vyšší než 20 kHz. Vyšetření se provádí ultrazvukovými sondami o frekvenci 2-18 MHz, které využívají piezoelektrického jevu a jsou současně vysílači a přijímači. Kromě klasického zobrazení v B-modu je široce využíván dopplerovský způsob zobrazení. Na rozhraní dvou akustických impedancí dochází k částečnému odrazu vlnění, které je registrováno ultrazvukovou sondou. Ultrazvukové vyšetření nemá vedlejší účinky, je snadno dostupné a cena vyšetření je nízká. Pomocí ultrazvuku lze vyšetřovat orgány dutiny břišní, pohrudniční dutinu. Krk a mozek u dětí se zachovanou fontanelou. U dospělých i dětí lze transkraniálně vyšetřovat dopplerovské průtoky mozku. Další velkou indikační skupinou je vyšetření muskuloskeletálního systému a měkkých tkání. V mamologii lze ultrasonografii využít jak v prvním záhytu ložisek, tak při jejich kontrolách. Prenatální diagnostika vrozených vývojových vad a kontrola matky a dítěte před porodem výrazně snížila počet narození poškozených dětí. Nevýhodou ultrazvuku je neprostupnost kostních tkání a nemožnost zobrazení tkání překrytých plynem. Další teoretickou nevýhodou jsou kavitační a tepelné účinky ultrazvuku na lidské tělo, které při správném nastavení současných ultrazvukových přístrojů nelze překročit, a jsou hlídány přísnými hygienickými předpisy. (Sukupova, 2012)



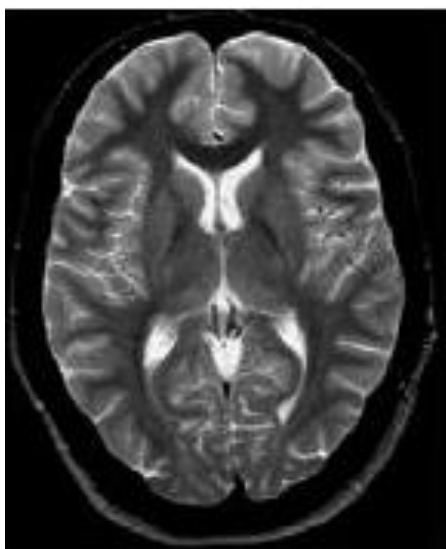
Obrázek 9 CT hlavy (Heřman, 2012)

CT hlavy, vyšetření se skládá z několika desítek obrazů (řezů). Jejich šířka je obvykle 2,5 – 5 mm. Řezy se získávají v transverzální rovině. Obrazy jsou orientovány tak, že strany jsou na CT řezech „obráceně“ – tj. pravá strana pacienta je na levé straně řezu. CT je rychlé snímání trvá několik sekund, na obraze je dobře vidět čerstvé krvácení, kost a hrubá patologie.



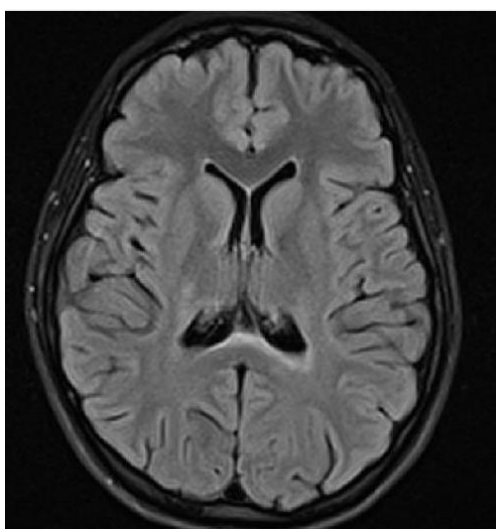
Obrázek 10 MR hlavy (Heřman, 2012)

MR hlavy (T1-vážený obraz), vyšetření je možné provést v různých rovinách a s použitím různých sekvencí. Stranové zobrazení je stejné jako u CT – tj. pravá strana pacienta na levé straně obrazu. Nativní obraz trvá standardně 15 minut.



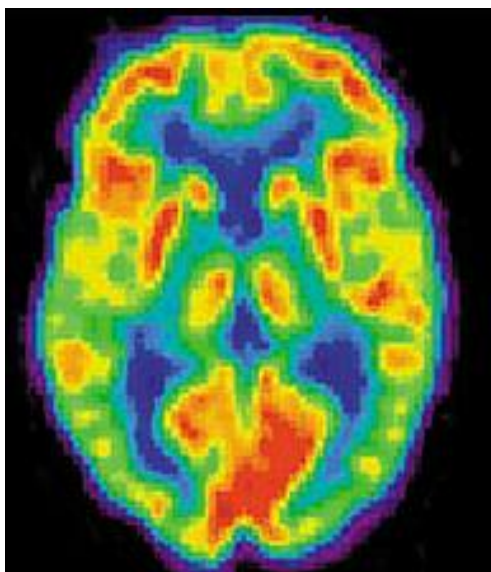
Obrázek 11 MR hlavy (Heřman, 2012)

MR hlavy (T2 - vážený obraz), tato sekvence se využívá vždy při standartním vyšetření. Stranové zobrazení je stejné jako u CT – tj. pravá strana pacienta na levé straně obrazu. Nativní obraz trvá standardně 15 minut. T2 sekvence je citlivější (než T1 sekvence) na časnou tkáňovou detekci vody, hlavní výhoda je tedy v detekci edému, který je obvykle první fází patologického procesu. Dobré posouzení tkáňových rozhraní.



Obrázek 12 MR hlavy (Heřman, 2012)

MR hlavy (FLAIR), stranové zobrazení je stejné jako u CT – tj. pravá strana pacienta na levé straně obrazu. Tato sekvence využívá potlačení signálu vody. Používá se při vyšetření na podezření na roztroušenou sklerózu.



Obrázek 13 PET hlavy (Creative Commons, 2014)

PET hlavy, tato metoda je často používána pro posouzení perzistence nebo recidivy nádoru mozku (nikoliv primární diagnostika tumoru) a pro vyšetření epileptických záchvatů, nevýhodou metody je malá prostorová přesnost, která je až na úrovni 1 cm.

2.7 Porovnání rentgenových systémů z hlediska kontrastu a prostorového rozlišení.

Prostorové rozlišení CT (1,5 lp/mm) nedosahuje prostorového rozlišení jako systém film-folie (8-10 lp/mm), ale předností CT je rozlišení kontrastu. Aby systém film-folie mohl být schopný rozlišit objekt, musí být mezi ním a okolím rozdíl alespoň 5% v kontrastu. U CT postačuje kontrast 0,5%.

Mezi nejlepší prostorový zobrazovací systém patří mamograf. Prostorové rozlišení se udává počtem párů čar na milimetr. Pár čar je tvořen dvěma materiály, z nichž jeden materiál propouští záření ve větším množství než druhý. Po průchodu záření se tyto dva materiály zobrazí jako světlá a tmavá čárka. Počet párů čar opakujících se vedle sebe na jednotku délky (většinou milimetr), systém zobrazí jako prostorové rozlišení. (Sukupova, 2013)

Tabulka 1 Prostorové rozlišení rtg systémů

Zobrazovací systém	Počet párů čar na jednotku délky [lp/mm]
Mamografie	15
Kazeta-folie	8-10
Skioskopie	3
Výpočetní tomografie	1,5

3 PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část obsahuje popis metodiky ozařování pacientů s využitím obrazem navigované radioterapie IGRT - (On Board Imaging Systém a Cone Beam CT) na lineárním urychlovači a následné ověření její geometrické přesnosti a kvality používaných zobrazovacích metod pomocí fantomu CatPhan® 500. Systém je určen pro ověření polohy pacienta na lineárním urychlovači a k úpravě jeho polohy tak, aby bylo možné do cílového objemu dodat dávku záření předepsanou lékařem a současně zabezpečit minimální radiační zátěž zdravých tkání. K tomuto účelu byl použit manuál k fantomu a doporučení SÚJB (Státní úřad pro jadernou bezpečnost) „Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT“ (SÚJB, 2009). Kilovoltážní zobrazovací systém lze uspokojivě používat jen tehdy, jestliže při zkouškách splní požadované a kontrolované parametry v určité toleranci. Kontroly zahrnují bezpečnostní, mechanické a geometrické parametry a parametry rtg svazku kilovoltážního zobrazovacího systému pro IGRT. Parametry a postupy kontrol jsou stanovené výrobcem, stejně tak jako povolené odchylky. Metodiky kontrol jsou stanovené nikoliv závazné. Pro ověření polohy cílového objemu, automatický posuv stolu a CBCT kvalitu obrazu budeme používat fantom CatPhan® 500.

K zajištění kontroly kvality obrazu metody IGRT lineárního urychlovače se provádí testy: kontrola kvality 2D zobrazení (rozlišení při nízkém rozlišení pro 2D zobrazení, prostorové rozlišení pro 2D zobrazení, měření vzdálenosti, plochy a úhlu pro 2D zobrazení), CBCT kvalita obrazu (převod hustoty materiálu na Hounsfieldovy jednotky, rozlišení při nízkém kontrastu pro CBCT, prostorové rozlišení pro CBCT, ověření homogenity obrazu pro CBCT, měření vzdálenosti pro CBCT). Z mechanických parametrů pro ověření polohy izocentra a přesnosti polohovacího stolu bylo testováno ověření polohy cílového objemu použitím CBCT a automatický posuv stolu pro CBCT s tím, že fantom určený pro ověření polohy izocentra byl nahrazen fantomem CatPhan® 500, jehož struktury byly zakresleny v plánovacím systému (TPS) a který prošel metodikou ozařování pomocí IGRT tak, že bylo simulováno ozáření pacienta. Byly tak zároveň testovány jak předem známé, definované posuny stolu a vzdálenosti, ale zároveň je též možné testovat kvalitu obrazu plánovacího CT a polohovacího CBCT.

3.1 Radioterapie z praxe

Před zahájením léčby je pacient pozván na plánovací CT kde se udělá sken požadované části těla, vybere se vhodná fixační pomůcka nebo speciální polohovací pomůcka, která nám pomáhá usnadnit ozařování. V případě ozařování v oblasti pánve se využívá poloha pacienta na břiše, při ozařování v oblasti hlavy se používají individuálně zhotovené fixační masky z termoplastického materiálu a oblast hrudníku se obvykle ozařuje s použitím klínových podložek pod hrudníkem a opěrek horních končetin. Optimální polohu na ozařovacím stole, po celou dobu léčby určuje onkologický doktor. Na tělo nebo masku (speciální barvou) jsou zakresleny značky, kterými je vymezena oblast léčebného záměru. 3D řezy se zaznamenanými parametry stolu a gantry (vrt, lng, lat) jsou odeslány do plánovací místnosti, přes nemocniční systém (PACS). CT řezy si fyzik otevírá ve třech rovinách a v 3D zobrazení. Vymezuje kontury těla a kontury rizikových orgánů (srdce, mícha, plíce atd.), poté radiační onkolog zakresluje PTV, CTV a určí izocentrum ozařovaného pole. Fyzik vytváří protokol, ve kterém označí požadované zacílení izocentra tudíž úhel gantry, clony kolimátoru a polohu stolu. Při plánování se musí dbát na to, aby 95 % ozařovaného objemu dostalo 95 % dávky, pro rizikové orgány se určují hodnoty podle tolerančních dávek na záření, které nesmí být překročeny. Pacient je zhruba po týdnu od první návštěvy znovu objednan. Do simulátoru se zadá individuálně zhotovený léčebný plán zasláný fyzikem a schválený onkologickým doktorem. Na simulátoru se nastaví poloha stolu tak, aby zacílení odpovídalo naplánovanému izocentru, úpravy se na pacienta zakreslí jako nové orientační čáry, které jsou označené kontrastními broky a zhotovují se nové kontrolní řezy. Pak pacient odchází na urychlovač, tedy na samotné ozařování. S radiologickým asistentem si domluví čas, ve který bude po dobu ozařování přicházet, většinou se jedná o každodenní návštěvy v délce 1-7 týdnů. Pacient je uložen na stůl ozařovacího přístroje v ozařovně a polohován popř. zafixován podle předchozího plánování. Před započítím samotného ozařování provádí radiologický asistent kontrolní CT nebo dva na sebe kolmé snímky, které se porovnávají s předchozím CT ze simulátoru. Snímky musí být zkontrolovány, porovnány a upraveny lékařem. V ozařovně je během radioterapie klient sám a v určené pozici musí zůstat po celou dobu ozařování (řádově jde o několik minut). Během samotného ozáření je klient sledován průmyslovou kamerou a v případě jakéhokoliv problému může být ozáření přerušeno. Mikrofonem je zajištěn i zvukový kontakt.

3.2 Měření geometrické přesnosti

3.2.1 Ověření polohy cílového objemu

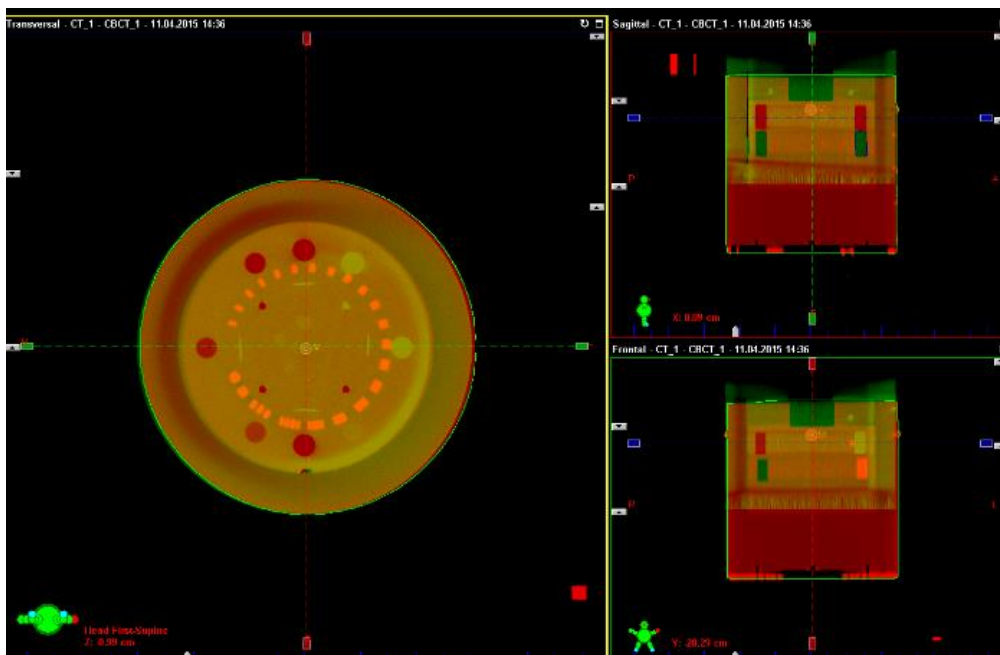
Cílem kontroly je ověření shody polohy cílového objemu s polohou předchozích referenčních obrazů vytvořených pomocí CBCT. Pomůckou byl fantom pro ověření polohy izocentra.

Na ozařovací stůl jsme položili fantom a nastavili ho na požadované izocentrum, RTG zdroj a kilovoltážní detektor obrazu jsme zacílili tak, aby byly v základní pracovní poloze. Z verifikačního systému jsme si vybrali „pacienta“, pro kterého byl předem vytvořen zkušební plán na TPS. Provedli jsme akvizici CBCT projekce fantomu a porovnali jsme obrazy.

3.2.2 Automatický posuv stolu pro CTCB

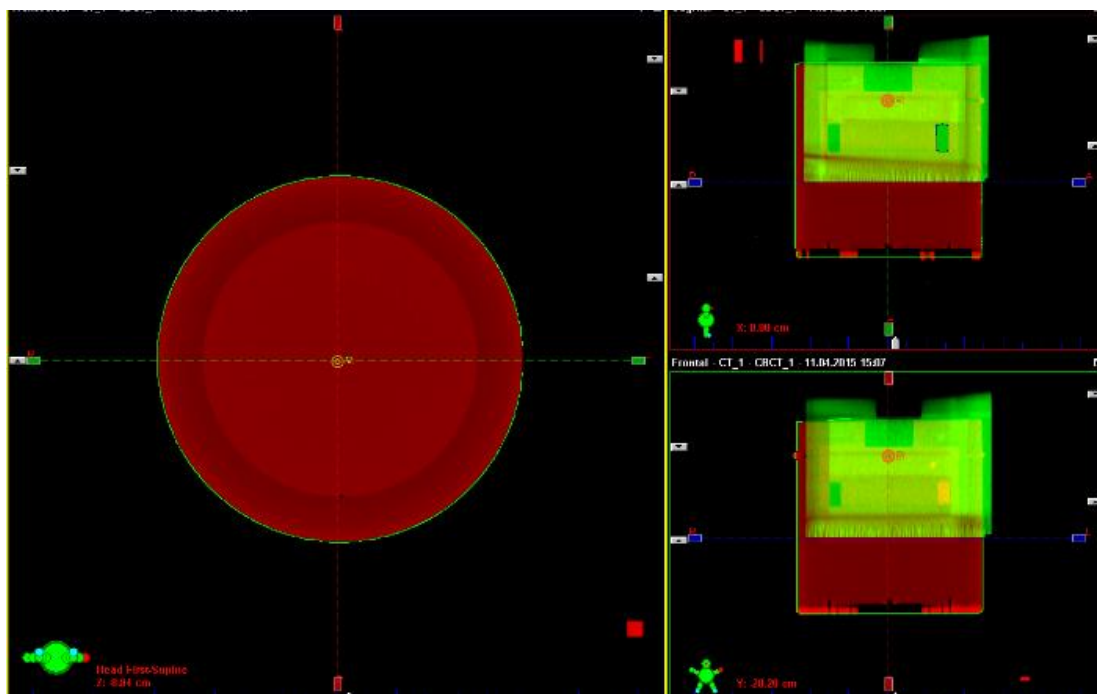
Cílem kontroly bylo ověření přesnosti automatického posuvu stolu při porovnání CBCT s referenčními obrazy. Pomůckou byl fantom CatPhan ® 500, jehož struktury byly zakresleny v plánovacím systému (TPS).

Na ozařovací stůl jsme položili fantom a nastavili ho na požadované izocentrum, které jsme cíleně posunuli longitudinálně o 3cm oproti plánovacímu CT. RTG zdroj a kilovoltážní detektor obrazu jsme zacílili tak, aby byly v základní pracovní poloze. Z verifikačního systému jsme si vybrali „pacienta“, pro kterého byl předem vytvořen zkušební plán na TPS. Provedli jsme akvizici CBCT projekce fantomu a pomocí systému automatického porovnávání obrazu jsme porovnali obrazy. Pak jsme provedli naši akvizici CBCT s tím, že fantom jsme cíleně posunuli ve všech třech směrech – 3 cm longitudinálně, 1 cm laterálně a 1 cm vertikálně.



Obrázek 14 Kontrolní CBCT

Na obrázku je zobrazena a barevně odlišena fúze plánovacího CT obrazu fantomu a polohového CBCT fantomu. Fantom byl na urychlovači posunut longitudinálně o 3 cm oproti plánovacímu CT.

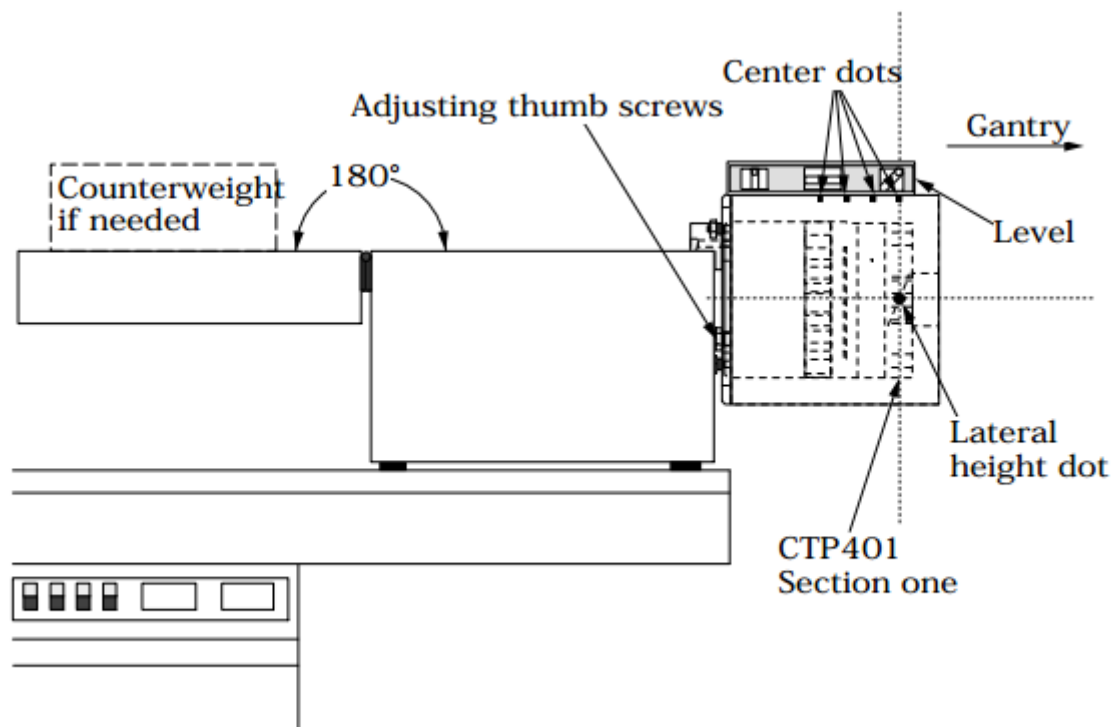


Obrázek 15 Zobrazení posuvu stolu ve třech směrech

3.3 CBCT a CT kvalita obrazu

3.3.1 CatPhan® 500

Pro měření CT a CBCT jsme používali fantom CatPhan®, který jsme připevnili na konec přenosového obalu a umístili na konec stolu tak, aby přesahoval v celé své délce okraj ozařovacího stolu. (viz obr. 17) Pomocí vodováhy a stavěcích šroubů jsme fantom vyrovnali do vodorovné polohy a pomocí značek na horní straně jsme ho dorovnali do podélné osy lineárního urychlovače. Horizontálními pohyby jsme si fantom srovnali tak, aby podélný a boční laser protínaly třetí značku od ramene lineárního urychlovače. Vertikálním pohybem jsme si fantom srovnali, aby boční lasery protínaly boční značky fantomu. Fantom se skládá z částí, které slouží k různým druhům kontrol a měření, popsanych v následujících kapitolách.



Obrázek 16 Popis fantomu CatPhan® 500 (Phantomlab, 2006)

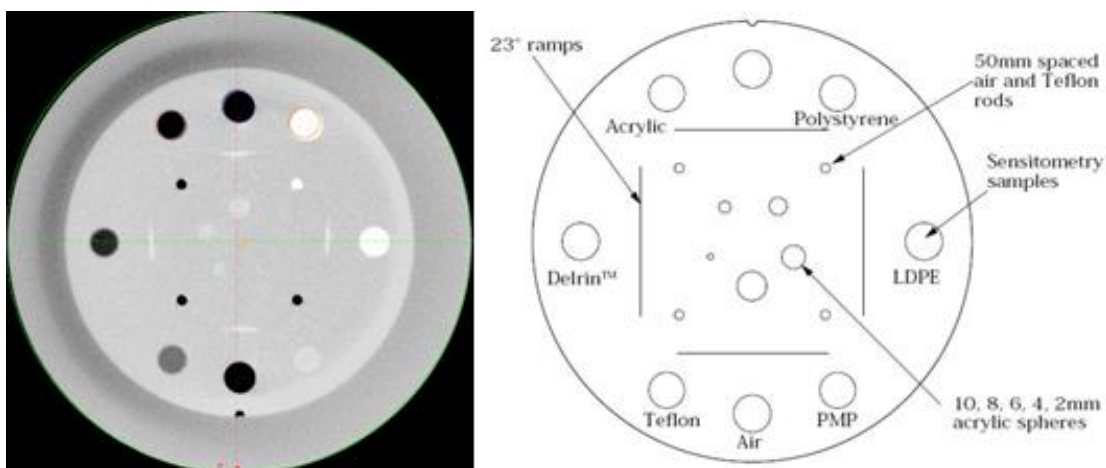


Obrázek 17 Uložení fantomu

3.3.2 Převod hustoty materiálu na Hounsfieldovy jednotky

Cílem kontroly bylo ověření závislosti HU na hustotě stanoveného materiálu. Pomůckou byl fantom CatPhan[®] 500.

Fantom jsme oskenovali a vybrali vhodný řez obsahující modul s materiály známých hustot, které slouží ke kontrole převodu materiálu na HU. V oblasti zájmu jsme stanovili střední hustotu vyjádřenou v HU a porovnali ji s hustotou uvedenou v manuálu fantomu.

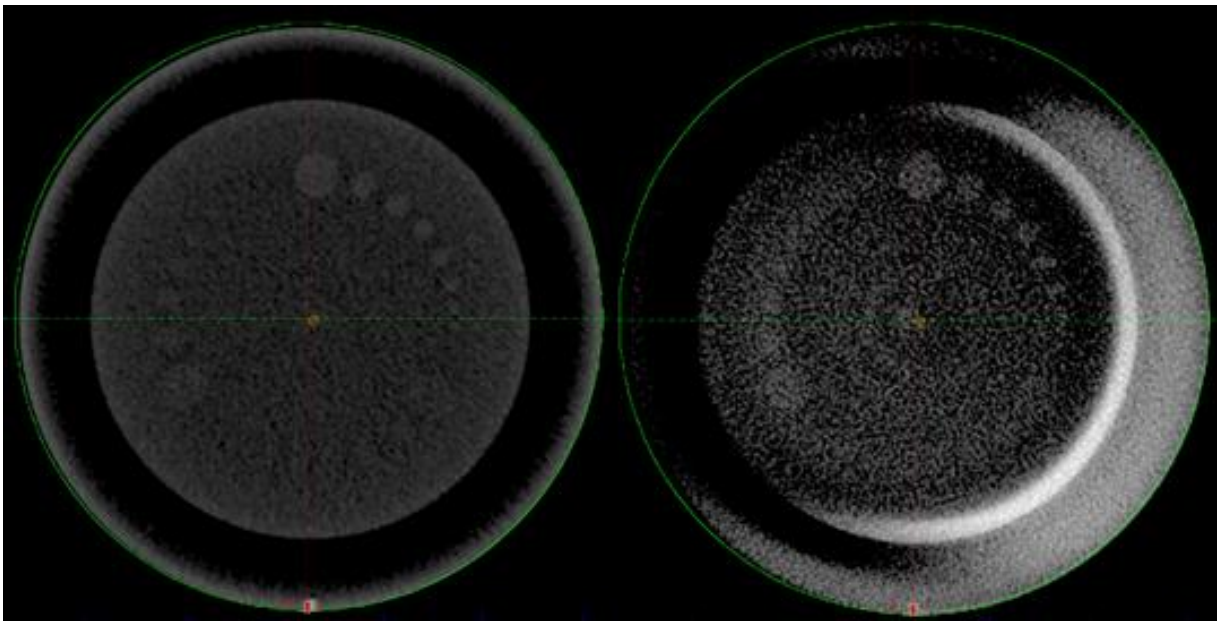


Obrázek 18 Řez vhodný pro kontrolu hustoty materiálu na HU jednotky a řez s popisem materiálu (SUJB, 2009)

3.3.3 Rozlišení při nízkém kontrastu

Cílem kontroly bylo ověření rozlišení při nízkém kontrastu pro CT a CBCT při specifickém nastavení parametrů kilovoltážního zobrazovacího systému. Pomůckou byl fantom CatPhan® 500.

Fantom jsme oskenovali a vybrali řez vhodný pro kontrolu rozlišení při nízkém kontrastu. Obraz jsme zvětšili, jas a kontrast jsme nastavili na maximum. Dále na základě viditelnosti čar, kruhů a jejich počtu jsme stanovili hodnotu rozlišení při nízkém kontrastu.

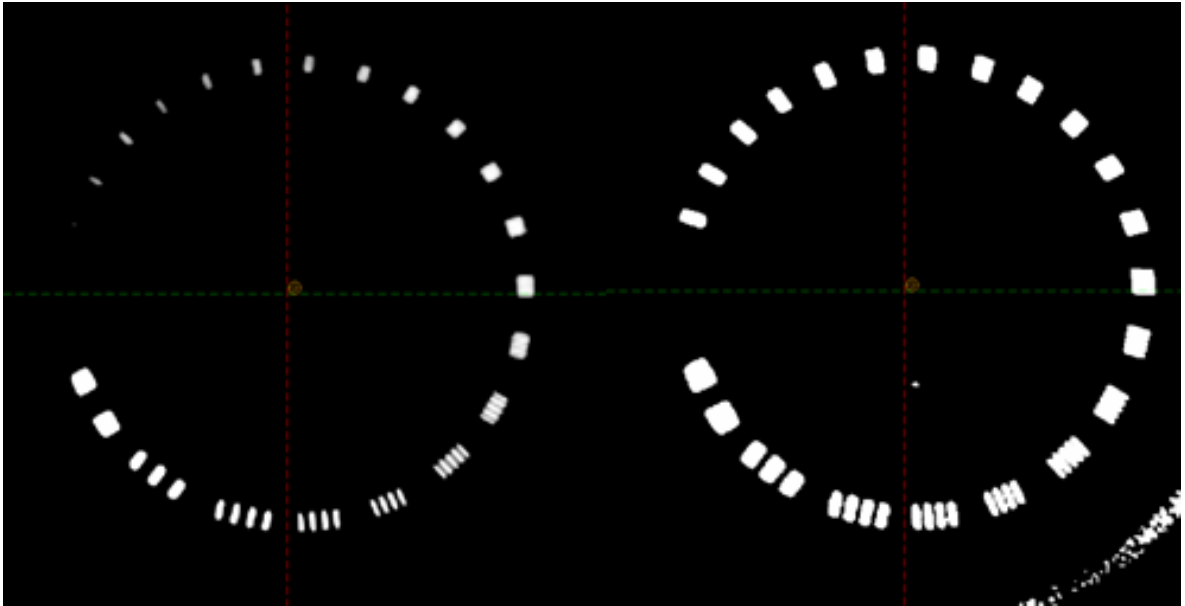


Obrázek 19 Řez při rozlišení nízkého kontrastu pro (vlevo) CT a (vpravo) CBCT

3.3.4 Prostorové rozlišení

Cílem kontroly bylo ověření prostorového rozlišení pro CT a CBCT při specifickém nastavení parametrů kilovoltážního zobrazovacího systému. Pomůckou byl fantom CatPhan® 500.

Fantom jsme oskenovali a vybrali řez vhodný pro kontrolu prostorového rozlišení. Obraz jsme zvětšili, jas a kontrast jsme nastavili na maximum. Dále na základě rozlišitelného počtu párů čar na mm jsme vyhodnotili prostorové rozlišení.

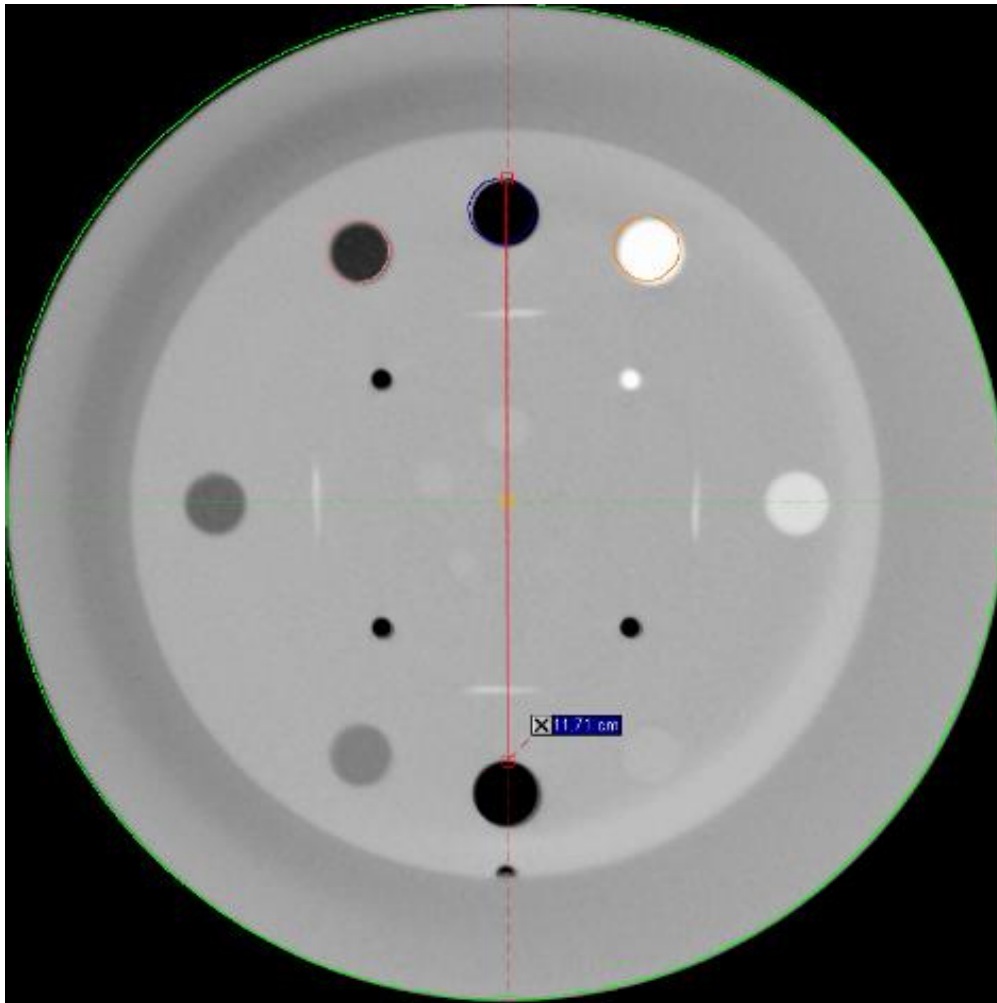


Obrázek 20 Řez prostorového rozlišení pro (vlevo) CT a (vpravo) CBCT

3.3.5 Měření vzdálenosti pro CT a CBCT

Cílem kontroly bylo ověření vzdálenosti na rekonstruovaných CT a CBCT řezech. Pomůckou byl fantom CatPhan® 500.

Fantom jsme oskenovali a vybrali modul obsahující vhodný řez pro měření a stanovení vzdálenosti. Vzdálenost jsme měřili v transversálním řezu. Vyhodnotili jsme odchylku mezi skutečnou známou vzdáleností ve fantomu a naměřenou hodnotou.



Obrázek 21 Řez měření vzdálenosti pro CT a CBCT

3.4 Výsledky

3.4.1 Měření ověření polohy cílového objemu

Po porovnání obrazů jsme zjistili, že obraz laterálně nesedí o 3 mm a longitudiálně o 1 mm.

Tabulka 2 Ověření polohy cílového objemu použitím CBCT pomocí CatPhan 500

Posuv stolu	Odchylka od nulového bodu [mm]
Laterálně	3
Longitudiálně	-1
Vertikálně	0
Celková vzdálenost	2

3.4.2 Měření automatického posuvu stolu

Po porovnání cíleně posunutých obrazů jsme aplikovali opravu a spustili automatický posuv stolu, který se aktivoval. Následně jsme vyhodnotili odchylku mezi vypočteným a známým posuvem stolu v jednotlivých směrech a posunem realizovaným přímo v ozařovně. Realizovaný posun je odchylka polohovacího laseru od ideální polohy.

Tabulka 3 Měření automatického posuvu stolu

Posuv stolu	Realizovaný posun [mm]	Posuv vypočtený [mm]	Posuv známý [mm]
Laterálně	1	9	10
Longitudiálně	0	30	30
Vertikálně	2	12	10

3.4.3 Převod hustoty materiálu na HU

V každé homogenní substanci jsme si stanovili střední hodnotu HU a ověřili jsme, zda odpovídá požadované specifikaci v dokumentaci fantomu. Vyhodnocovali jsme rozdíl mezi stanovenými HU v manuálu a naměřenými HU, který by měl být maximálně ± 40 HU.

Tabulka 4 Převod hustoty materiálu na Hounsfieldovy jednotky

Materiál [HU]	Vzduch	PMP	LDPE	Polystyren	Acrylic	Delrin	Teflon
Očekávané HU	-1000	-200	-100	-35	120	340	990
Polohovací CBCT	-1000	-193	-112	39	106	308	1005
Plánovací CT	-1000	-210	116	52	134	333	1052

3.4.4 Kontrola prostorového rozlišení CT a CBCT

Vyhodnotili jsme vizuálně rozlišitelný počet čar na mm (lp/mm), který byl v toleranci ≥ 6 lp/mm, tudíž vyhovuje prostorovému rozlišení v uvedené toleranci i přesto, že obraz CBCT vykazoval znatelný šum.

3.4.5 Kontrola měření vzdálenosti

Pro ověření přesnosti stanovené vzdálenosti v transverzálním řezu jsme pomocí nástrojů pro měření délky změřili ve vertikálním směru vzdálenost mezi určenými inserty. Stanovená vzdálenost měla odpovídat hodnotě 11,7 cm s tolerancí ≤ 1 mm. Výsledek měření je 11,7 cm, tudíž vyhovuje naměřeným hodnotám.

4 DISKUZE

Tato bakalářská práce se v teoretické části zabývá historií a definicí radioterapie, principy a využitím jak základních ozařovacích technik, tak zobrazovacích technik, které patří k novějším ve svém oboru a seznámili jsme se s jejich konstrukcí i pomocí obrázku. Zobrazovací techniky byly popsány v souvislosti s určením polohy pacienta, polohy a identifikaci cílového objemu, s pomocí při plánování radioterapie a před samotným započítáním radioterapie. Dále byly porovnány zobrazovací modalitty z hlediska jejich výhod a nevýhod při diagnostických vyšetřeních a také z hlediska kvality obrazu.

Praktická část této práce je zaměřena na popis a zhodnocení používaného klinického scénáře v rámci obrazem navigované radioterapie z pohledu geometrické přesnosti nastavení a kvality obrazu plánovacího CT a polohovacího CBCT a jejich porovnání. Kvalitu CT a CBCT obrazu ovlivňují akviziční a rekonstrukční parametry. To zahrnuje zvolenou šířku řezu, rekonstrukční filtr, nastavená škála obrazu, neboli nastavení okna apod. Požadované kvality obrazu lze dosáhnout pouze za předpokladu, že přístroj je správně kalibrován dle postupů požadovaných výrobcem. Samostatnou kapitolou by pak byl rozbor možností výskytu artefaktů, které mohou být spojeny právě se způsobem akvizice dat nebo s rekonstrukcí obrazu anebo se zobrazovaným objektem, pacientem. V této práci byl použit fantom CatPhan 500 a jeho obrazy s akvizičními a rekonstrukčními parametry plánovacího CT pro snímání hlavy a krku (120 kV, 370 mA, 1000 ms) a parametry pro pánev (120 kV, 145 mA, 500 ms) a polohovacího CBCT (100 kV, 20 mA, 7220 ms a nastavením 125 kV, 80 mA, které požaduje doporučení SÚJB pro tento fantom). Tyto parametry jsou používány v klinické praxi. Dle údajů ze softwaru výrobce byla velikost obrazové matice CT obrazu 512 x 512 pixelů s rozlišením 0,7 mm a matice CBCT obrazu 384 x 384 pixelů s rozlišením 0,65 mm. Rozlišením se v tomto případě rozumí velikost strany čtvercového pixelu.

V tomto experimentu, kde jsme fantomem CatPhan 500 simulovali nastavení pacienta v systému IGRT, jsme používali tři druhy posunů ozařovacího stolu, které jsme porovnávali. Jednak posun známý, tj. na ozařovacím stole, kde jsme záměrně o určité hodnoty simulovali špatné nastavení fantomu, resp. pacienta. Pak posun vypočtený, který jsme zjistili softwarově pomocí funkce 3D/3D matching, kdy jsme na sebe nastavili obrazy fantomu z plánovacího CT a CBCT. A nakonec posun realizovaný, tj. ten, který přímo reálně proběhl, a který jsme pak hodnotili přímo v ozařovně. Výsledky se pohybovaly na horní hranici tolerancí

stanovených doporučením (SÚJB, 2009) nebo za ní, kde je tolerance pro ověření polohy cílového objemu 1mm v jednotlivých směrech a 2 mm celkově. V dokumentu SÚJB je ovšem doporučován fantom, který obsahuje kovové kuličky a fixační držák, čímž je eliminována chyba při jeho nastavení a výpočtu posunu. Je jednodušší provést softwarové nastavení kuličky na kuličku. Fantom CatPhan 500 obsahuje množství struktur (pro různé druhy měření a kontrol), takže zdrojem chyby může být už samotné softwarové nastavení plánovacího CT fantomu na CBCT fantomu, tato situace se blíží více reálnému nastavení pacienta než u nastavení kuličky na kuličku. Použitím fantomu CatPhan 500 tedy simulujeme zdroj chyby při nastavení pacienta a jeho softwarovém nastavení. Největší odchylka v laterálním směru (3 mm), byla způsobena právě špatným polohováním fantomu do plánovacího CT a bylo by třeba provést opakované nastavení. Použití fantomu CatPhan 500 nám ale umožní zároveň provést zhodnocení kvality obrazu plánovacího CT a CBCT. Tolerance, které doporučuje dokument (SÚJB, 2009) pro kontrolu kvality obrazu, byly ve všech prováděných testech splněny.

5 ZÁVĚR

V práci jsou stručně popsány zobrazovací metody používané v současné době v radioterapii jak k plánování léčby, polohování pacienta a cílového objemu, tak i ke sledování výsledku léčby. Dále je zde popsána a zhodnocena metodika testů monitorujících geometrickou přesnost a kvalitu obrazů IGRT systému pomocí fantomu, které mohou být součástí zkoušek provozní stálosti kilovoltážních zobrazovacích systémů.

6 POUŽITÁ LITERATURA

- 1 BAESLEY. 2005. www.ncbi.nlm.nih.gov. *National Center for Biotechnology Information*. [Online] 2005. [Citace: 1. 4 2015.] National Center for Biotechnology Information.
- 2 BINAROVÁ, Andrea. 2010. *Radioterapie*. Ostrava : Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. 978-80-7368-701-4.
- 3 Broder. 2005. www.crashingpatient.com. [Online] 2005. [Citace: 1. 4 2015.] <http://crashingpatient.com/wp-content/images/part1/hounsfield2.jpg>.
- 4 CORNIER a POLLOCK. 2004. Soft tissue sarcomas. *Česká radiologie*. Galén, 2004, Sv. 66, 4.
- 5 Creative Commons. 2014. www.wikipedia.org. [Online] 2014. [Citace: 5. 4 2015.] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Neurozobrazov%C3%A1n%C3%AD>.
- 6 DOROTÍK, Jan. 2006. *Radioterapeutické přístroje*. Ostrava : Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotně sociální, 2006. 978-80-7368-220-0.
- 7 HEŘMAN. 2012. www.pfyziolofup.upol.cz. [Online] 2012. [Citace: 2. 4 2015.] <http://pfyziolofup.upol.cz/castwiki/?p=2036>.
- 8 HRAZDIRA. 2008. *Úvod do ultrasonografie*. Brno : Fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně, 2008. 80-210-0455-X.
- 9 HYNKOVÁ , Ludmila a ŠLAMPA, Pavel. 2012. *základy radiační onkologie*. Brno : Masarykova univerzita, 2012. 978-80-210-6061-6.
- 10 CHUDÁČEK. 1993. *Radiodiagnostika*. Banská Bystrica : Osveta, 1993. 80-217-0571-X.
- 11 Jihlava. 2011. www.nemji.cz. *Nemocnice Jihlava*. [Online] 2011. [Citace: 1. 4 2015.] <http://www.nemji.cz/ct-pocitacova-tomografie/d-3772/p1=3223>.
- 12 KOLÁŘOVÁ , Iveta, a další. 2011. *Význam PET/CT pro plánování radioterapie nádorů hlavy a krku*. Hradec Králové : Nucleus, 2011. 978-80-87009-78-9.
- 13 KOLÁŘOVÁ, Iveta, VAŇÁSEK, Jaroslav a ODRÁŽKA, Pavel. 2008. Nové metody radioterapie. *Vojenské zdravotnické listy*. 77, 2008, Sv. 3.

- 14 MAYLES, NAHUM a ROSENWALD. 2007. *Handbook of radiotherapy physics*. New York, London : Taylor a Francis Group, 2007. 9780750308601.
- 15 Motol, Fakultní nemocnice. 2012. www.fnmotol.cz. *Fakultní nemocnice Motol*. [Online] 2012. [Citace: 28. 10 2014.] [http://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/cast-pro-dospELE/radioterapeuticko-onkologicke-oddeleni/zevni-radioterapie/..](http://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/cast-pro-dospELE/radioterapeuticko-onkologicke-oddeleni/zevni-radioterapie/)
- 16 Nemocnice Kolín. 2010. www.nemocnicekolin.cz. [Online] 2010. [Citace: 2. 4 2015.] [http://www.nemocnicekolin.cz/magneticka-rezonance/.](http://www.nemocnicekolin.cz/magneticka-rezonance/)
- 17 PETEROVÁ. 2013. *Praktická radiologie*. SRLA, 2013, 1.
- 18 Phantomlab. 2006. www.phantomlab.com. *The phantom laboratory*. [Online] 2006. [Citace: 1. 4 2015.] <http://www.uio.no/studier/emner/matnat/fys/FYS4760/h07/Catphan500-600manual.pdf>.
- 19 *Report No.50*. ICRU. 1993. Bethesda : ICRU, 1993.
- 20 ŘEHÁK. 2015. www.mou.cz. *MOÚ - Masarykův onkologický ústav*. [Online] 2015. [Citace: 17. 4 2015.] <https://www.mou.cz/oddeleni-nuklearni-mediciny/t2011>.
- 21 Siemens. 2011. www.siemens.cz. *Siemens Česká republika*. [Online] 2011. [Citace: 1. 4 2015.] http://www.siemens.cz/press/cz/archiv/press_releases-zatecka_nemocnice_poridila_novy.html.
- 22 SUJB. 2009. *Doporučení Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření*. Praha : Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2009.
- 23 SÚKUPOVA. 2012. www.sukupova.cz. [Online] 2012. [Citace: 1. 4 2015.] [http://www.sukupova.cz/page/6/.](http://www.sukupova.cz/page/6/)
- SÚKUPOVA. 2012. www.sukupova.cz. [Online] 2012. [Citace: 1. 4 2015.] [http://www.sukupova.cz/page/7/.](http://www.sukupova.cz/page/7/)
- SÚKUPOVA. 2013. www.sukupova.cz. [Online] 2013. [Citace: 1. 4 2015.] [http://www.sukupova.cz/page/5/.](http://www.sukupova.cz/page/5/)
- 24 ŠLAMPA, Pavel a PETERA, Jiří. 2007. *Radiační onkologie*. 2007.

- 25 ULLMANN. 2009. *Jaderná a radiační fyzika*. Ostrava : Ostravská Univerzita v Ostravě, 2009. 987-80-7368-669-7.
- 26 ULLMANN. 2009. www.astronuklfyzika.cz. *jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína*. [Online] 2009. [Citace: 15. 10 2014.]
<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#6..>
- 27 Varian Medical Systems. 2012. www.content.atomz.com. [Online] 2012. [Citace: 2. 4 2015.]
http://content.atomz.com/pb00002f26/stage/us/oncology/radiation_oncology/trilogy/on-board_imager.html.
- 28 VOMÁČKA, Jaroslav, NEKULA, Josef a KOZÁK, Jiří. 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. 987-80-244-3126-0.
- 29 ZÁMEČNÍK. 1982. *Radioterapie*. Brno : Avicenum, 1982. 08-055-83.
- 30 Zubní implantáty. 2015. www.zubniimplantaty-info.cz. *zubní implantáty*. [Online] 2015. [Citace: 11. 3 2015.] <http://www.zubniimplantaty-info.cz/index.php?page=6>.