



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Verifikace nastavení cílového objemu v radioterapii

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: **SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ**

Autor: Vendula Lhotáková

Vedoucí práce: Mgr. Eva Stýblová

České Budějovice 2019

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou/diplomovou práci s názvem „Verifikace nastavení cílového objemu v radioterapii“ jsem vypracoval/a samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské/diplomové práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby bakalářské/diplomové práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské/diplomové práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 2. května 2019

.....

Poděkování

Děkuji paní Mgr. Evě Stýblové za odborné vedení bakalářské práce, za poskytnutí odborných rad. Dále za umožnění výzkumu a sběru dat a za pomoc s jejich zpracováním.

Verifikace nastavení cílového objemu v radioterapii

Abstrakt

Tato bakalářská práce pojednává o verifikaci nastavení cílového objemu v radioterapii. Vzhledem k pokroku technologií poukazuje na nutnost využití verifikačních systémů pro zajištění kvality léčby. Cílem bakalářské práce v teoretické části je shrnout a popsat využívané zobrazovací technologie pro verifikaci nastavení cílového objemu. Cílem praktické části je analyzovat odchylky v pozici cílového objemu při IMRT technice ozařování prostaty, analýza je primárně zaměřená na nové funkce v korekci pozice ozařovacího stolu.

Teoretická část práce představuje zařízení využívaná pro verifikaci cílového objemu. Shrnuje informace o dvou základních metodách v radioterapii, kterými jsou teleterapie a brachyterapie. Vysvětluje rozdíly mezi rentgenovými a radionuklidovými ozařovacími a urychlovacími částicemi. Stručně popisuje konstrukci lineárního urychlovače a shrnuje ozařovací techniky využívané v radioterapii.

Pro praktickou část byla data získána z výsledků korekce pozice cílového objemu při verifikačním snímkování na oddělení radioterapie v Nemocnici České Budějovice. Pro analýzu odchylek byl vybrán soubor 50 pacientů, kteří se v loňském roce 2018 léčili na oddělení radioterapie s karcinomem prostaty. U těchto subjektů bylo během radioterapie, vyjma denního MV-kV snímkování, zhotoveno celkem 417 verifikačních CT. Ze získaných CT obrazů byla vyhodnocena odchylka v zaměření cílového objemu a provedena patřičná korekce ozařovacího stolu a tím i pacienta. Korekce pozice ozařovacího stolu umožňuje pohyb celkem v 6 osách, které jsou v práci blíže popsány.

Z výsledků nashromážděných dat vyplývá, že korekce nastavení ozařovaného objemu je nutností a je hojně využívána, a to ve všech 6 osách. Bylo zjištěno, že funkce stolu Lat, Lng, Rnt a Vrt jsou využívány takřka stoprocentně a novější funkce stolu Pitch konkrétně v 95,03% a využití funkce Roll v 92,64%. Denní verifikační CBCT bylo provedeno u 10% pacientů z pozorovaného souboru. Standardní frekvence použití verifikačního CBCT na oddělení radioterapie v NEMČB, pro pacienty ozařované na oblast prostaty, je přibližně 7 - 9 CBCT během léčby, kam se řadí CBCT vyšetření při prvním nastavení a následně ještě dvakrát během prvního týdne léčby, pak už jen jednou týdně po dobu radioterapie.

Výsledky analýzy prokázaly hojné využití nově zavedených možností v korekci pozice ozařovacího stolu i celkové zpřesnění v zaměřování cílového objemu. Právě dané zpřesnění a tím i zkvalitnění poskytované léčby zářením umožňuje změny ve velikosti zakreslovaných cílových objemů, a to jejich zmenšení. V důsledku tohoto faktu se pak zákonitě snižuje objem zdravé ozářené tkáně a pro pacienta to znamená (nebo může znamenat) snížení výskytu nebo míry závažnosti nežádoucích účinků radioterapie.

Výsledky výzkumu a závěr mohou sloužit ke zhodnocení kvality verifikačního procesu v radioterapii, spojeného s instalací nových technologií na daném pracovišti, případně jako podklad ke článku publikovanému v odborných časopisech.

Klíčová slova

Verifikace; radioterapie; IMRT technika; karcinom prostaty; cílový objem

Verification of target volume setup in radiotherapy

Abstract

This Bachelor thesis is concerned with the verification of the target volume setup in radiotherapy. With respect to technological advancement, the necessity to use verification systems for ensuring a quality treatment is highlighted. In its theoretical part, the objective of this Bachelor thesis is to summarize and delineate the imaging technologies used to verify the target volume setup. The objective of the practical part is to analyse deviations in the position of the target volume in IMRT technique for prostate radiation; the analysis is primarily directed at new functions in the correction of the position of the radiation table.

The theoretical part of the thesis presents facilities used to verify the target volume and summarizes information relating to the two basic methods in radiotherapy: teletherapy and brachytherapy. Differences between X-ray and radionuclide irradiators and particle accelerators are explained. A brief description is given as to the structure of a linear accelerator, with a summary of irradiation techniques applied in radiotherapy.

The data for the practical part were derived from results gained by the correction of the position of the target volume in verification imaging at the Radiotherapy Department in České Budějovice Hospital. For the analysis of deviations, a set of 50 patients who were treated for prostate cancer at the Radiotherapy Department in 2018 was selected. During radiotherapy, excepting daily MV-kV imaging, the total of 417 verification CTs was developed for these subjects. Based on these CT images, the deviation in directing the target volume was evaluated and the appropriate correction of the radiation table, and the given patient as well, was performed. The correction of the radiation table allows for the movement of six axes in total, as described in detail in the present thesis.

The results gained from the data collected reveal that the correction of the setup of the irradiated volume is a necessity and it is amply used, specifically in all of the six axes. It was discovered that the functions of the table Lat, Lng, Rnt and Vrt are used at virtually all times, and in concrete terms, the newer function of the table Pitch is utilized at 95,03%, with the use of function Roll standing at 92,64%. The daily verification CBCT was performed in 10% of the patients in the set observed. The standard frequency of the use of the verification CBCT at the Radiotherapy Department in České Budějovice Hospital,

for patients irradiated to prostate, is approximately 7 - 9 CBCT during the treatment, which includes a CBCT examination at the first setup and then twice during the first week of treatment, and subsequently only once a week during the radiotherapy procedure.

The analysis results proved an abundant use of newly introduced options in the correction of the position of the radiation table, and in general, also an improvement in accuracy of directing the target volume. The improvement in accuracy, and therefore an improvement of quality of the administered radiation therapy, allows for changes in the size of the recorded target volumes, specifically the reduction in these volumes. As a consequence, it is logical that the volume of healthy irradiated issue is smaller, which brings (or might bring) for the patient a decrease in the occurrence or level of seriousness of undesired radiotherapy effects.

The results of the research and its findings may serve for evaluating the quality of the verification process in radiotherapy, linked with installation of new technologies in the given healthcare department, or, as the case may be, as data and information to be used for preparation of articles published in specialized magazines.

Key words

Verification; radiotherapy; IMRT technique; prostate cancer; target volume

Obsah

| | |
|--|----|
| Úvod..... | 10 |
| 1 TEORETICKÁ ČÁST | 11 |
| 1.1 Radioterapie | 11 |
| 1.2 Brachyterapie | 12 |
| 1.3 Teleterapie..... | 12 |
| 1.3.1 Radionuklidové ozařovače..... | 13 |
| 1.3.2 Rentgenové ozařovače | 13 |
| 1.3.3 Urychlovače částic | 13 |
| 1.3.4 Konstrukce LU..... | 14 |
| 1.3.5 MultiLeaf collimator..... | 15 |
| 1.4 Důležité pojmy a kroky předcházející ozařování..... | 16 |
| 1.4.1 Definované objemy | 16 |
| 1.4.2 Plánovací vyšetření | 17 |
| 1.4.3 Simulátor..... | 18 |
| 1.5 Verifikace..... | 19 |
| 1.5.1 Verifikační systém | 20 |
| 1.5.2 Verifikační snímky | 20 |
| 1.5.3 Plánování | 21 |
| 1.5.4 Portálové zobrazení..... | 21 |
| 1.5.5 Zobrazení kilovoltážní rentgenkou..... | 22 |
| 1.5.6 Zobrazení megavoltážní – svazky z hlavice urychlovače..... | 23 |
| 1.5.7 Verifikace ultrazvukem..... | 23 |
| 1.5.8 Verifikace magnetickou rezonancí | 24 |
| 1.5.9 Dozimetrická verifikace..... | 25 |
| 1.6 IGRT | 26 |
| 1.6.1 Verifikace pro IGRT | 26 |

| | | |
|-------|---|----|
| 1.7 | Ozařovací techniky..... | 26 |
| 1.7.1 | Ozařovací techniky rozdělené podle počtu a uspořádání polí | 26 |
| 1.8 | Speciální ozařovací techniky..... | 29 |
| 1.8.1 | Verifikace pro stereotaktické ozařování | 32 |
| 1.9 | Moderní ozařovací techniky..... | 32 |
| 1.9.1 | IMRT | 33 |
| 1.9.2 | VMAT..... | 33 |
| 1.9.3 | Tomoterapie | 34 |
| 1.9.4 | Verifikace tomoterapie | 34 |
| 2 | PRAKTICKÁ ČÁST | 35 |
| 2.1 | Formulace cílů výzkumu práce | 35 |
| 2.2 | Formulace výzkumných otázek..... | 35 |
| 2.3 | Metodika | 35 |
| 3 | VÝSLEDKY | 38 |
| 3.1 | Výsledky četnosti využití korekce nastavení ozařovaného objemu..... | 50 |
| 3.2 | Výsledky frekvencí zobrazování na CBCT..... | 51 |
| 4 | DISKUZE | 53 |
| 5 | ZÁVĚR | 56 |
| 6 | SEZNAM INFORMAČNÍCH ZDROJŮ | 58 |
| 7 | SEZNAM OBRÁZKŮ..... | 61 |
| 8 | SEZNAM TABULEK | 62 |
| 9 | SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK..... | 63 |

Úvod

Technologický vývoj v řízení pohybu lamel MLC v lineárních urychlovačích a rozvoj integrovaných zobrazovacích systémů přinesl do radioterapie nový způsob ozařování, zejména radioterapii s modulovanou intenzitou svazku IMRT a další metody, díky kterým je požadovaná vysoká dávka dodávána do cílového objemu a zároveň je šetřena okolní tkáň. Dochází tak k lepšímu celkovému efektu radioterapie s minimalizováním nežádoucích účinků. Aby se zachovala předpokládaná kvalita léčby, je důležité dodržet přesnost a reprodukovatelnost dodání dávky do stanoveného objemu k čemuž mimo jiné slouží právě verifikace.

IMRT technika vyžaduje intenzivní verifikaci nastavení cílového objemu pro kontrolu nepřesností s možností korekce pozice ozařovaného objemu. Na radioterapeutickém oddělení Nemocnice České Budějovice (dále jen NEMČB) je před ozářením IMRT provedeno 2D snímkování pomocí přídatné kV rentgenky a zařízení EPID využívající MV svazku, jehož výsledkem je dvojice 2D snímků. Tyto obraz jsou následně porovnány s příslušnými 2D obrazy rekonstruovanými z plánovacího CT a výsledné případné odchylky jsou korigovány změnou pozice ozařovacího stolu. Další z možností obrazové verifikace je pořízení 3D obrazů nízko-dávkovým CBCT (Cone Beam CT), této možnosti je využíváno především u pacientů s rakovinou prostaty.

Před aplikací záření s modulovanou intenzitou je důležité ověřit distribuci dávky do požadovaného objemu podle zpracovaného ozařovacího plánu, proto se po naplánování IMRT ozařovací techniky ověří tento plán na dozimetrickém fantomu. Jinou verifikační metodou zaměřenou na aplikaci dávky je in vivo dozimetrie, kdy je měřena vstupní dávka dodaná na kůži pacienta při samotném ozáření, využívána je pro 3D konformní radioterapii.

Bakalářská práce představuje zobrazovací technologie využívané pro verifikaci nastavení cílového objemu v radioterapii, dále využívané ozařovací techniky a také stručně seznamuje se současnými metodami v radioterapii.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Radioterapie

Radioterapie je v současnosti jednou z neúčinnějších metod v léčbě onkologických onemocnění. Ionizujícím zářením se léčí jak nádorová, tak nenádorová onemocnění. Cílem radioterapie je dodání požadované dávky do postiženého místa v těle, zároveň s maximálním šetřením okolní zdravé tkáně.

Současný atomový zákon (Zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon) z hlediska dávky lékařské ozáření nijak neomezuje. Ať už se jedná o dávku v radiodiagnostice nezbytnou k získání kvalitních diagnostických informací (RTG snímek, CT snímek, vyšetření na oddělení nukleární medicíny) nebo o dávku nutnou k dosažení terapeutického účinku radioterapii. V léčbě ionizujícím zářením jsou uplatňovány principy APARA a ALARA. Princip APARA je v anglické jazyce zkratka pro *as precisely as readily achievable*, což v překladu znamená: tak přesné, jak je jen dosažitelné. V radioterapii princip APARA platí pro cílový objem, tedy pro nemocí postiženou tkáň. Princip ALARA je zkratkou pro *as low as reasonably achievable*, v překladu: tak nízké, jak je jen možné. V radioterapii je tento princip uplatňován v rámci radiační ochrany a plánování léčby zářením, kdy se snažíme chránit okolní zdravé tkáně a musíme zohledňovat jejich radiosenzitivitu. Národní radiologický standard – radiologická fyzika (Věstník 06-2015) udává postupy pro hodnocení a stanovení dávek pacienta. (Zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon, 2016; ŠLAMPÁ, 2007; Doporučení SÚJB – Lineární urychlovače používané v radioterapii, 2015; Věstník Ministerstva zdravotnictví 06/2015, 2015; SÚRO, Státní ústav radiační ochrany v. v. i., 2019)

Dle terapeutického záměru rozlišujeme v radioterapii kurativní a paliativní ozařování. Cílem kurativního ozařování je vyléčení nemocného, kdy počítáme s možnými vznikem nežádoucích účinků. Paliativní radioterapie má zajistit zlepšení kvality dožití u nevléčitelného onemocnění, a to hlavně ulevit pacientovi od bolestí způsobených onemocněním. Ve vztahu k chirurgickému ošetření lze rozeznávat radioterapii adjuvantní a neoadjuvantní. Adjuvantní radioterapie se využívá po operaci pro likvidaci případných mikroskopicky šířících se nádorových buněk. Neoadjuvantní radioterapie slouží ke zmenšení objemu tumoru většinou před operací. (Neuwirth, 2018)

Podle polohy zdroje vůči pacientovi rozlišujeme teleterapii a brachyterapii. Teleterapie, neboli zevní radioterapie, je ozařování z větší vzdálenosti, zpravidla okolo 1 metru. Při

brachyterapii je naopak zdroj velmi blízko nebo přímo uvnitř ozařované tkáně. Ani jedna metoda se neobejde bez ověření (verifikací) nastavení polohy cílového objemu před samotným ozářením. Na správném zaměření cílového objemu závisí celková účinnost léčby, kdy hrozí riziko recidivy onemocnění. (Šlampa, 2014)

1.2 Brachyterapie

Principem brachyterapie je zavedení zdroje záření do nádorem postižené tkáně nebo do její blízkosti. Brachyterapie dominuje v prudkém spádu dávky do okolí, což chrání okolní zdravou tkáň. Rozlišujeme zde permanentní a dočasnou aplikaci radionuklidového zdroje.

Radionuklidový zdroj se při permanentní aplikaci zavede do požadovaného místa a ponechá se zde trvale, přičemž se celá aktivita zdroje vyzáří. Pro permanentní brachyterapii se používá aplikační jehla a dávkovací pistole, kdy se do tkáně nastřelí zdroj ionizujícího záření. Nejčastěji používané jsou zlato ^{198}Au a jod ^{125}I , tedy zdroje s krátkým poločasem rozpadu.

Podstatou dočasné aplikace je zavedení aplikátoru do těla pacienta, ověření polohy aplikátoru, naplánování rozložení dávky a následné ozáření pomocí ozařovače na principu automatického afterloadingu. Dnes jsou nejčastěji využívanými zdroji radionuklidy ^{137}Cs a ^{192}Ir . Afterloadingový přístroj obsahuje stínící kontejner, kde je uložen radionuklidový zdroj, který z kontejneru vyjíždí do aplikátoru zavedeného v pacientovi. Plánování ozáření se provádí na RTG snímcích nebo CT řezech zobrazujících zavedený aplikátor, zobrazovací vyšetření probíhá zpravidla na simulátoru či LU s verifikačním CBCT. Pokud toto zobrazení není možné, využije se plánování pomocí šablon ve speciálním programu. Po naplánování se provede ozáření, na jehož konci zdroj opět zajede zpět do kontejneru. (Rozman, 2006; Hynková, 2016; Soumarová, 2018)

1.3 Teleterapie

Dříve zmíněná zevní radioterapie je ozařování z větší vzdálenosti, dnes obvykle ze vzdálenosti okolo 100 cm, a využívá různé typy zdrojů. V dnešní době jsou nejčastěji využívané urychlovače částic, a to z důvodu všestrannosti jejich využití. Mimo urychlovačů se používají také radionuklidové a rentgenové ozařovače.

1.3.1 Radionuklidové ozařovače

Radionuklidové ozařovače mají zdroj, např. radioaktivní kobalt ^{60}Co , uložený v hlavici, která je stíněná olovem. Ozařování se spustí ve chvíli, kdy je radionuklid přesunutý do pracovní polohy. Nevýhodou kobaltových ozařovačů je poločas rozpadu radionuklidu (pro ^{60}Co je to 5,3 roku), kdy klesá s časem jeho dávkový příkon. Proto je nutné po 4-5 letech vyměnit zdroj. *Radioaktivní kobalt emituje bichromatické záření γ o energii 1,17 a 1,33 MeV.* (Rozman, 2006 str. 268) Z hlediska reprodukovatelnosti a přesnosti ozáření jsou dnešní kobaltové ozařovače srovnatelné s lineárními urychlovači. Radionuklidové ozařovače s cesiovým zdrojem jsou dnes používány k ozařování krevních konzerv. Speciálním příkladem radionuklidového ozařovače je Gamanůž, který je blíže popsán v textu věnovanému stereotaktickému ozařování. (Šlampa, 2007; Amedis, 2013; Berkovský, 2017)

1.3.2 Rentgenové ozařovače

Zdrojem záření pro rentgenové ozařovače je rentgenka, která produkuje rentgenové záření o nízké energii v rozmezí asi 5-400 keV. Na rozdíl od diagnostických rentgenových přístrojů produkuje pronikavější záření. Proto se užívá pro ozařování povrchově uložených ložisek, a to nádorů kůže či nenádorových onemocnění. Příkladem ozařování nenádorového onemocnění je ozařování ostruhy patní kosti - *calcar calcanei* nebo zánětu šlach loketního kloubu. Mezi nádorové indikace ozařované na rtg ozařovačích (pak patří např. basaliomy nebo reziduální tumory onemocnění *mycosis fungoides*, druh specifického kožního lymfomu). (Kubecová, ©2011)

1.3.3 Urychlovače částic

Přístroje zvané urychlovače částic, kde dochází k urychlení částic, dělíme podle tvaru dráhy, na které se urychlují, na lineární a kruhové.

Mezi kruhové neboli cyklické urychlovače patří cyklotron, mikrotron a betatron, které urychlují těžké nabití částice, protony, neutrony a lehké ionty. Výhodou využití těžkých nabitých částic je, že maximální energii částice předá až na konci své dráhy, tudíž v hloubce pod povrchem těla v oblasti tzv. Braggova píku. Tím je zcela zásadně šetřena zdravá tkáň ležící v cestě svazku směrem k ozařovanému objemu i za ozařovaným objemem.

Lineární urychlovače (dále jen LU, obr. 1) urychlují částice pomocí elektromagnetického pole po lineární dráze. Pro ozařování se používají buď přímo svazky těchto urychlených nabitých částic, tedy elektrony, nebo záření vzniklé dopadem těchto elektronů na brzdný terčík, fotonový svazek. Moderní LU jsou opatřeny takzvanou duální energií, kdy je možno vybrat ze dvou energií. Nejčastěji to bývá nízká energie 6 MeV a 18 MeV pro fotonové záření a 4 až 22 MeV pro elektrony. Dnes nám LU umožňují dodat vysokou dávku záření do hlouběji uložených nádorů. Předními výrobci LU jsou firmy Varian a Elekta, dalšími pak Siemens a Accuray. Specifickým typem jsou urychlovače pro Tomoterapii a stereotaktické ozařování. Urychlovač pro Tomoterapii se tvarem a konstrukcí podobá CT přístroji, má kruhový tvar gantry, více je popsán v kapitole Tomoterapie. Specializovaný urychlovač konstruovaný pro stereotaktické ozařování se nazývá Cyberknife, více o něm v kapitole Stereotaktické ozařování. (Šlampa, 2007)

1.3.4 Konstrukce LU

Hlavice, ze které vychází paprsky záření, umožňuje pohyb v rozsahu 360° okolo pacienta ležícího na desce stolu, jejíž materiál musí zajišťovat transparentnost záření (umožňovat průchod záření s minimální absorpcí). Součástí hlavice jsou detektory pro monitorování svazku a kontrolu dávky a dále se zde nacházejí pevné primární clony a clony pohyblivé tzv. MLC (MultiLeaf collimator). S hlavicí LU jsou pevně spojené panely detektoru a u novějších typů i přídatná kilovoltážní rentgenka pro verifikační snímkování. Stůl se pohybuje v šesti směrech: laterálně, longitudiálně a vertikálně, dále umožňuje pohyb rotační a nově pohyby Pitch a Roll. Posun Pitch znamená naklonění stolu v dlouhé ose tzv. naklonění k nohám nebo k hlavě. Roll označuje naklopení desky stolu do stran. Tyto pohyby stolu umožňují kromě základního nastavení pacienta k ozaření také korekci pozice cílového objemu po proběhlém verifikačním zobrazování. (Spurný, 1999)

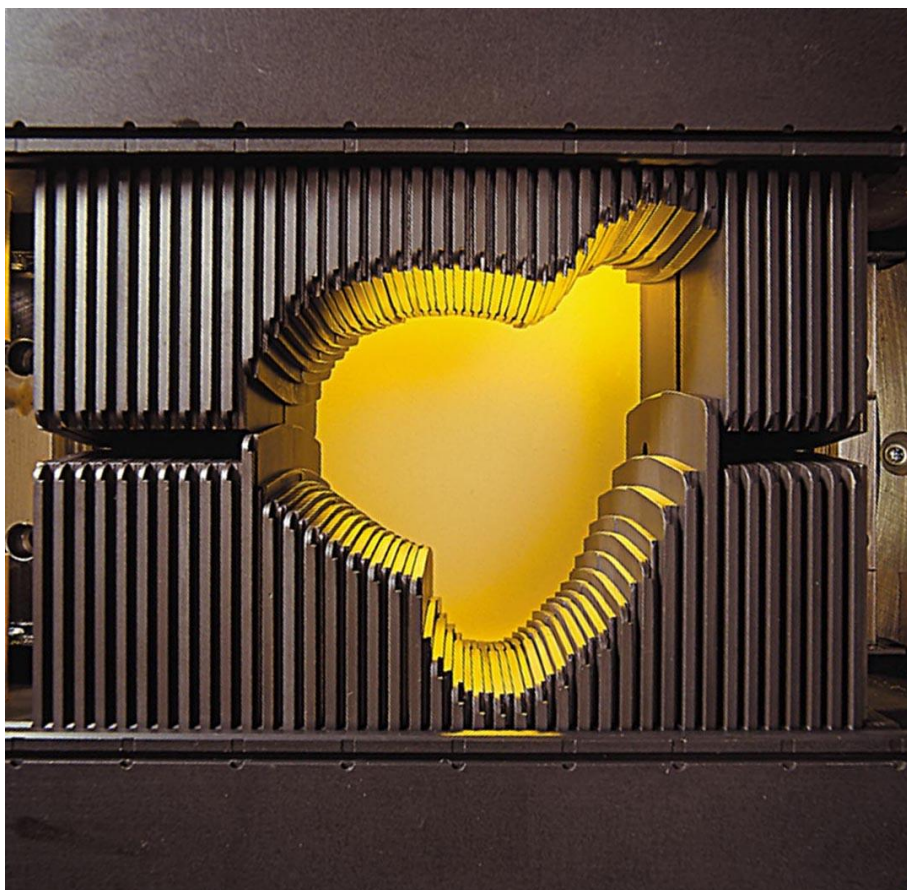


Obrázek 1 LU TrueBeam od firmy Varian

Zdroj: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>

1.3.5 MultiLeaf collimator

MultiLeaf collimator (obr. 2), dále jen MLC, nebo-li mnoholistový kolimátor nahradil funkci litých olovených bloků a slouží k tvarování ozařovacích polí. Celý systém MLC je součástí hlavice LU, tvoří ho 160 lamel většinou z wolframu, které stíní záření a vytvoří tak požadovaný tvar pole. Každá lamela je opatřena vlastním elektromotorem, který zajišťuje její pohyb, a to bez závislosti na ostatních lamelách. MLC se díky tomu využívá i pro dynamické techniky (dynamický blok) ozařování a je také nezbytnou součástí pro IMRT techniku, kde vytváří modulaci intenzity svazku. Nevýhodou však je, že lamely kolimátoru způsobují mírný průchod záření v místě, kde se dotýkají. Nelze také ozářit libovolně velké pole, limituje jej velikost MLC. (Rozman, 2006; Binarová, 2010; Moderní radioterapie - Lamelový kolimátor)



Obrázek 2 MLC

Zdroj: <http://medphys365.blogspot.com/2012/04/multileaf-collimators.html>

1.4 Důležité pojmy a kroky předcházející ozařování

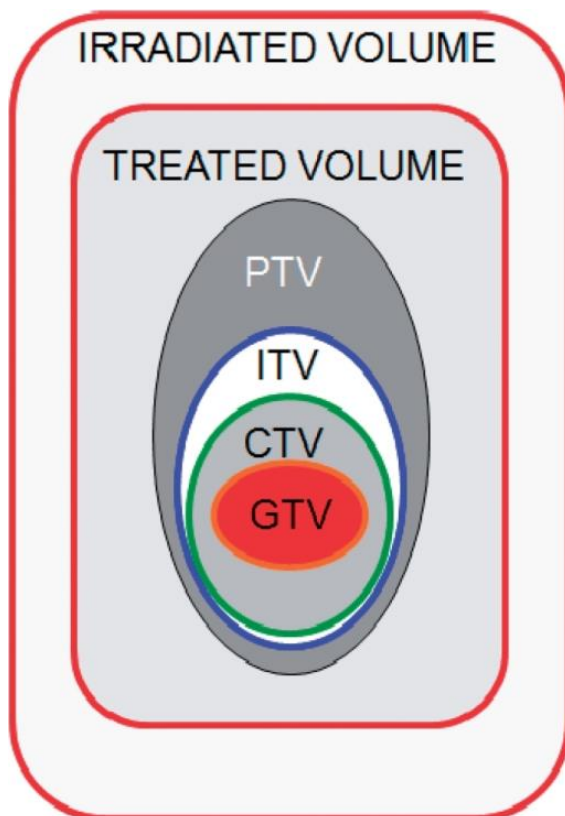
1.4.1 Definované objemy

Pro tvorbu izodózního plánu potřebujeme znát tvar, objem a umístění nejen nádoru, ale také kritických struktur. Celý ozařovaný objem (obr. 3) IV (Irradiated Volume) je podle mezinárodní organizace ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) definován 3 objemy:

- 1) GTV (Gross Tumor Volume), což je diagnosticky zjištěný nádor či lůžko po operaci.
- 2) CTV (Clinical Target Volume), klinický cílový objem. Zahrnuje nádor a oblast kde se dají předpokládat mikroskopicky se šířící nádorové buňky, které nelze zobrazit diagnostickými metodami.
- 3) PTV (Planning Target Volume), který zahrnuje klinický cílový objem a bezpečnostní lem pro vnitřní pohyb (např. dýchání, peristaltika, odlišná náplň

močového měchýře či konečníku) – vnitřní lem IM (Internal Margin) a také pro možné chyby či odchylky v nastavení – lem pro nastavení SM (Set-up Margin).

Důležitými objemy jsou rovněž OAR (Organs at Risk), tedy kritické orgány, kterými jsou zdravé tkáně v blízkosti ozařovaného objemu. Ozáření těchto kritických orgánů dávkou převyšující jejich toleranci může vést k nežádoucím komplikacím. Proto se tyto radiosenzitivní zdravé tkáně se musí zohledňovat při plánování ozařování. (Šlampa, 2014; Binarová, 2010)



Obrázek 3 Objemy

Zdroj: https://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=PMC3266568_ci11903601&req=4

1.4.2 Plánovací vyšetření

Léčba radioterapií musí začínat důkladným vstupním vyšetřením, tedy diagnostikou nádoru. Pro potřeby plánování radioterapie se standardně provádí CT vyšetření, na jehož řezech se pak zhotovuje ozařovací plán. Referenčními snímky jsou pro radioterapii takzvané DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) snímky, digitálně rekonstruované rentgenogramy, vytvořené rekonstrukcí z CT řezů. Během terapie se porovnávají DRR snímky s verifikačními snímky z LU, abychom posoudili správnost nastavení pacienta.

Pro lepší lokalizaci se jako další diagnostické metody využívají ultrazvuk, diagnostický rentgen, magnetická rezonance nebo scintigrafické vyšetření (nejčastěji PET CT). Magnetická rezonance dominuje svým kvalitním rozlišením měkkých tkání. PET CT zobrazuje metabolicky aktivní tkáň viditelnou pomocí naaplikovaného radiofarmaka, které se akumuluje v místě tumoru. Fúzované obrazy, tedy PET obraz spojený s CT skenem, jsou následně využité k plánování radioterapie. Nastavení dle ozařovacího plánu se provede na simulačním zařízení (simulátor), s předem zvolenými fixačními pomůckami a eventuální úpravou zakreslení laserového zaměření. Dalším krokem je první nastavení na urychlovači a ve výsledku ozáření pacienta dle plánu. (Neuwirth, 2018)

1.4.3 *Simulátor*

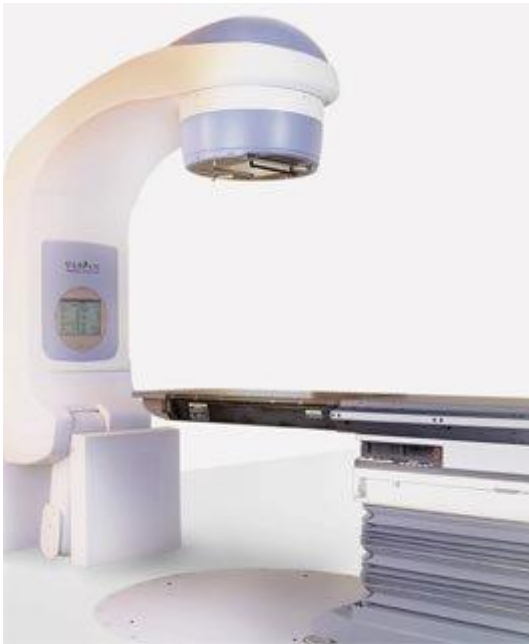
V radioterapii rozlišujeme dva druhy simulátorů:

- RTG simulátor
- CT simulátor

RTG simulátor (obr. 4) je rentgenový přístroj, který svými konstrukčními prvky a parametry odpovídá ozařovači. Oproti ozařovači však funguje jako klasický diagnostický skiagrafický nebo skiaskopický přístroj. Na simulátoru se u pacienta nejprve zvolí ozařovací poloha, nastaví se cílový objem a provedou se lokalizační snímky. Poté je provedeno CT vyšetření na radiodiagnostickém pracovišti, do těchto CT řezů jsou zakresleny cílové objemy a kritické orgány a následně je proveden ozařovací plán, jehož realizace se ověří opět na simulátoru. Úlohou simulátoru je zhotovit rentgenové snímky jednotlivých ozařovacích polí. (Stýblová, 2018)

Druhou variantou simulátoru je CT simulátor, na kterém se simulace ozařovacího plánu provádí formou CT verifikace. Na rozdíl od RTG simulátoru může sloužit k diagnostickému CT vyšetření a umožňuje okamžitou změnu ozařovacího plánu. Ozařovna s CT simulátorem je vybavena dvěma laserovými zaměřovacími systémy, jeden systém pro samotné CT a druhý lokalizační systém shodný se zaměřovacím systémem v ozařovně LU. Odpadá odesílání pacienta na CT na radiodiagnostické pracoviště.

Pacient je uložen do požadované ozařovací polohy, tak aby v této poloze vydržel v klidu, nehybně. Pro zamezení nežádoucího pohybu se využívají fixační pomůcky. Pro danou oblast existují různé sety fixačních pomůcek, např. speciálním příkladem je termoplastický materiál, který se nahřátý přiloží pacientovi na povrch těla (nejčastěji na hlavu) a vytvaruje se podle tvaru pacienta. Po vychladnutí se na povrch pomůcky zakreslí křížení lokalizačních laserů, jméno a nejlépe také datum narození pacienta. Pokud se nevyužijí individuální fixační pomůcky, zakreslí se lokalizační značky přímo na kůži pacienta. (Chao, 2002; Rozman, 2006; Binarová, 2010)



Obrázek 4 Simulátor Acuity od firmy Varian

Zdroj: <http://www.amedis.cz/produkt/simulator-acuity-ix-56/#&gid=1&pid=1>

1.5 Verifikace

Verifikace znamená ověření správnosti celého procesu, a to od nastavení po ozáření pacient. Zajišťuje kvalitu radioterapie, bezpečnost provozu, sleduje jednotlivé frakce, dávky a celkovou předepsanou dávku. Má v radioterapii veliký význam vzhledem k používání moderních metod ozařování, které umožňují velmi přesné dodání vysoké dávky do cílového objemu. Vysokou dávku nelze do objemu dodat bez ověření nastavení cílového objemu pomocí zobrazovacích metod. Obrazovou verifikaci jako kontrolu správnosti nastavení pacienta před samotným ozářením zajišťují verifikační snímky z ozařovacích přístrojů. (Stýblová, 2018)

1.5.1 Verifikační systém

Verifikační systém ověřuje správnost celého procesu ozáření. K verifikaci patří identifikace pacienta v podobě fotografie uložené v databázi nebo identifikačního čipu. Tato verifikace slouží pro vyloučení záměny pacientů. Verifikační systém tvoří softwarová síť, která spojuje ozařovač, simulátor, plánovací systémy a další jednotky tohoto oddělení. Tato síť zajišťuje sdílení dat týkajících se pacienta, komunikaci jednotlivých složek systému a ukládání veškerých informací. Systém dohlíží na nastavení ozařovacích parametrů, kam patří velikost a tvar pole, úhel gantry, použití klínů, tvar MLC a další. Verifikační systém dovede zabránit ozáření pomocí tzv. chybových hlášek, interlock. Interlock se spustí v případě technických závad (zaseklá lamela MLC nebo porucha motorického pohonu či porucha chlazení) nebo v případě nesprávného nastavení (kolize s pacientem nebo chybějící příslušenství). Verifikační snímky pak zajišťují ověření nastavení cílového objemu. (Rozman, 2006; Stýblová, 2018)

1.5.2 Verifikační snímky

Slouží pro kontrolu správnosti nastavení cílového objemu. Vzhledem k vyvinutí moderních ozařovacích technik, které umožňují dodat konformní vysokou dávku do cílového objemu, musíme dbát na přesnost nastavení pacienta, abychom zamezili možnému poddávkování nádoru a přezáření okolních tkání. Verifikační zobrazení je možné provést před, během nebo po ozáření. Vyhodnocení těchto snímků se provádí porovnáním s plánovacími DRR snímky (již výše zmíněné rekonstruované snímky z plánovacích CT řezů, digitálně rekonstruovaný rentgenogram), popřípadě s lokalizačními snímky ze simulátoru. Tyto dva snímky (obvykle z předozadní a bočné projekce) se srovnávají na kostěné struktury, eventuelně na kontrastní markery. Markery mohou být např. kontrastní svorky v prsu či kontrastní zrna v prostatě. Vyhodnocení může probíhat vícero způsoby, a to automatickým či manuálním porovnáním, s on-line nebo off-line kontrolou. (Stýblová, 2018)

On-line kontrola se provádí okamžitě po tvorbě verifikačních snímků před ozářením. Vyhodnocení provádí většinou radiologický asistent u ovládací konzole a při případných odchylkách zhotoví úpravu pozice stolu. Je zde důležité provést korekci kvalitně, ale také rychle, jelikož pacient ležící v ozařovací poloze se může během zdlouhavého vyhodnocování pohnout a celý proces kontroly tak znehodnotit.

Off-line nezávislou kontrolu zajišťuje zpravidla vrchní radiologický asistent či lékař po ozáření. Slouží pro odstranění procesních (systematických) chyb, může se jednat o změny v přípravě pacienta.

K tvorbě verifikačních snímků lze využít několik zařízení jako je EPID, XVI, CBCT nebo ultrazvuk. (Karel Odrážka, 2010)

1.5.3 Plánování

Základní zásada při plánování radioterapie je dodat požadovanou dávku záření do cílového objemu a zároveň se vyhnout zdravým okolním tkáním a kritickým orgánům. V plánovacím programu lékař vytvoří kontury cílového objemu a kritických orgánů na CT řezech. Plánující radiologický asistent nebo fyzik dle ozařovacího předpisu zadá ozařovací techniku a rozvržení ozařovacích polí do plánovacího softwaru, provede nutné úpravy např. u velikosti polí, využití kompenzačních klínů, vykrytí MLC atd. a nechá spočítat izodozní plán. Plánovací systém také vytvoří tzv. DVH (Dose Volume Histogram). Jedná se o dávkový objemový histogram, jehož křivky znázorňují distribuci dávky do cílového objemu a kritických orgánů. DVH je nezbytnou součástí ozařovacího plánu, slouží pro optimalizaci ozařovacího plánu a výběr nejvhodnější techniky. Pro paliativní ozáření se výjimečně používá 2D plánování, které se provádí jen v jednom řezu nebo podle lokalizačního RTG snímku, např. pro ozařování obratlů. Rozlišujeme konvenční a inverzní plánování.

Konvenční plánování se používá pro 3D konformní techniky radioterapie. kdy se manuálně zadávají ozařovací parametry a rozložení jednotlivých polí.

Inverzní plánování je založeno na obráceném postupu. Do jednotlivých zakreslených objemů jsou zadány požadované dávky. Pro cílový objem léčebná dávka a pro kritické orgány maximálně přípustná dávka. Systém naplánuje optimální tvar, počet a rozložení polí a navrhne také dávkový příkon. Inverzní plánování se využívá u plánování IMRT techniky, proto jsou součástí plánu polohy jednotlivých lamel MLC. (Binarová, 2010; Rozman, 2006)

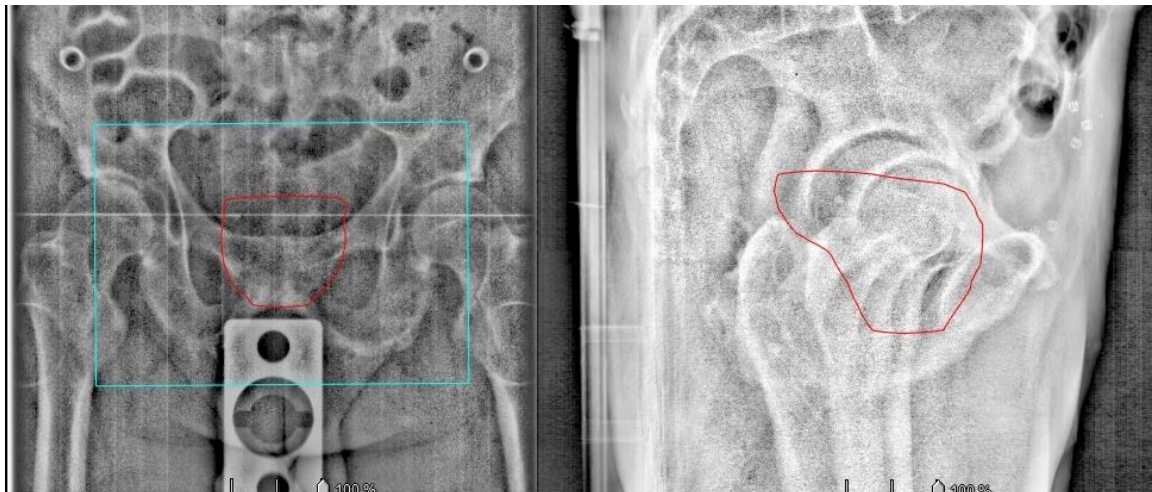
1.5.4 Portálové zobrazení

Dřívější cobaltogramy a MV snímky vytvořené na kazety nahradily digitální systémy EPID (Electronic Portal Imaging Device), zkráceně nazývané Portálové zobrazení.

Zobrazení je realizováno megavoltážním svazkem, tzn. že zdrojem záření jsou paprsky vycházející z hlavice ozařovače, které po průchodu pacientem dopadají na křemíkový panel detektoru nebo-li FLAT-panel. Takto vytvořené snímky umožňují dorovnání pacienta podle kostních struktur či implantovaných markerů. (Macháňová, 2007; Ullmann)

1.5.5 Zobrazení kilovoltážní rentgenkou

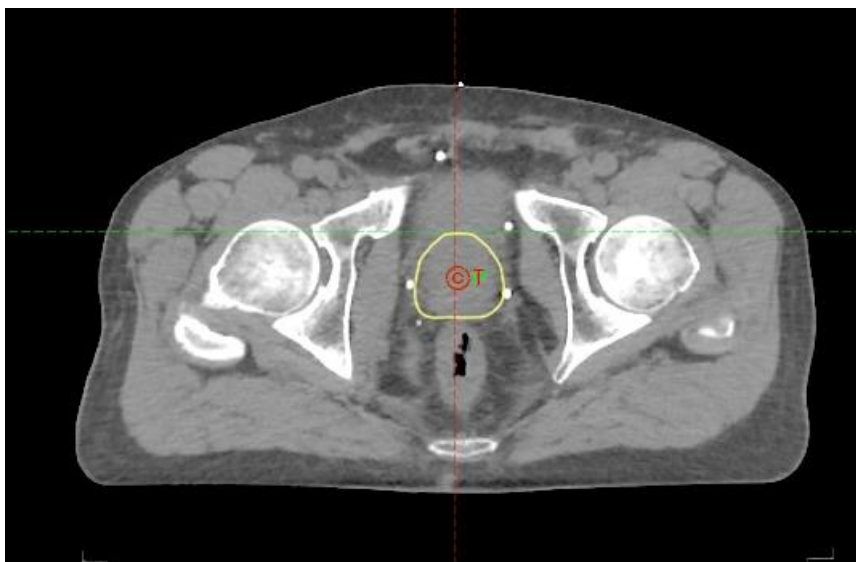
Kilovoltážní (kV) snímkování (obr. 5) tvoří přídatný systémem rentgenky a protilehlého detektoru, které jsou pevně spjaté s hlavicí urychlovače. Vytváří kilovoltážní (kV) snímky, a to buď 2D snímky či CT snímky kuželovitým svazkem tzv. CBCT (Cone Beam CT). 2D snímky zobrazují opět kostěné struktury a popřípadě implantované markery, řezy z CBCT zobrazují i měkké tkáně a duté orgány.



Obrázek 5 kV snímky předozadní a bočný snímek

Zdroj: vlastní (Aria, NEMČB: Oddělení Radioterapie)

Kilovoltážní CT kuželovým svazkem, Cone Beam CT (kV CBCT) vytváří snímky (obr. 6) v průběhu rotace gantry kolem pacienta a výsledkem je kompletní CT zobrazení ozařovaného objemu. CBCT umožňuje zobrazení měkkých tkání jako prostaty, močového měchýře, dělohy, rekta a dalších a je s výhodou používáno pro kontrolu dodržení přípravy (např. náplň močového měchýře a střevních kliček) před ozáření pro ozařování v oblasti pánve. Nevýhodou je radiační zvýšená zátěž, které je pacient vystaven.



Obrázek 6 CBCT transverzální řez

Zdroj: vlastní (Aria, NČB: Oddělení Radioterapie)

1.5.6 Zobrazení megavoltážní – svazky z hlavice urychlovače

Megavoltážní (MV) zobrazení funguje na obdobném principu jako EPID zařízení, kdy zdrojem záření je hlavice ozařovače (MV fotony) a zhotovené snímky zobrazují kostěné struktury. MV verifikace se provádí v tomoterapii, více zmíněno v kapitole: Tomoterapie

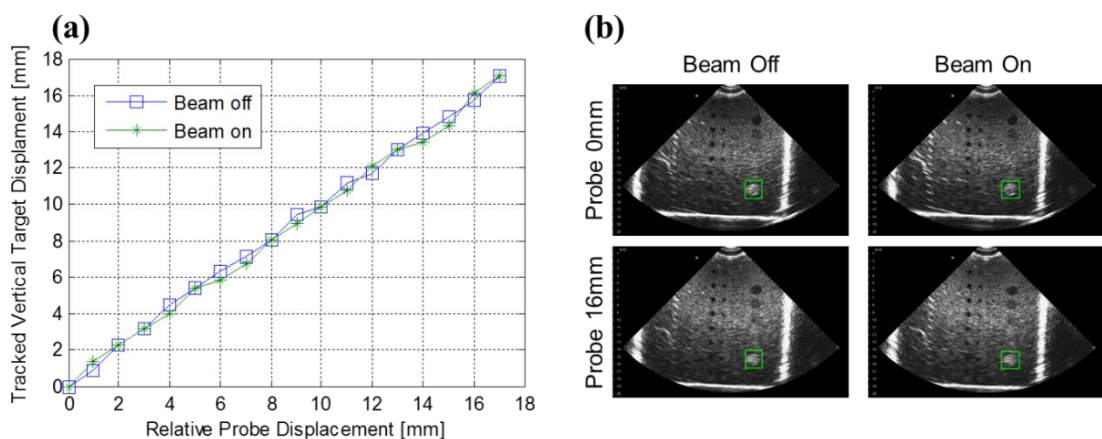
1.5.7 Verifikace ultrazvukem

Verifikaci pomocí ultrazvuku lze použít pro zobrazení měkkých tkání jako například u nádorů prostaty. Využívá se transabdominálního systému, kdy se zařízení přiloží na břicho pacienta. Výhodou je, že ultrazvuk nevyužívá ionizující záření. Ovšem nevýhodou zůstává nízká kvalita obrazu u obézních pacientů a artefakty u pacientů postižených plynatostí. Např. firma Elekta vyrábí systém zvaný Clarity (obr. 7), který slouží k monitorování prostaty během ozařování čímž se zařazuje do IGRT techniky (obr. 8). Ultrazvuková sonda, pevně umístěná mezi nohy pacienta, snímá polohu cílového objemu během ozáření. Zatím žádné radioterapeutické zařízení v České republice nevyužívá k verifikaci ultrazvuková přístroje. (Elekta, 2011)



Obrázek 7 Clarity

Zdroj: <https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-solutions/imaging.html>



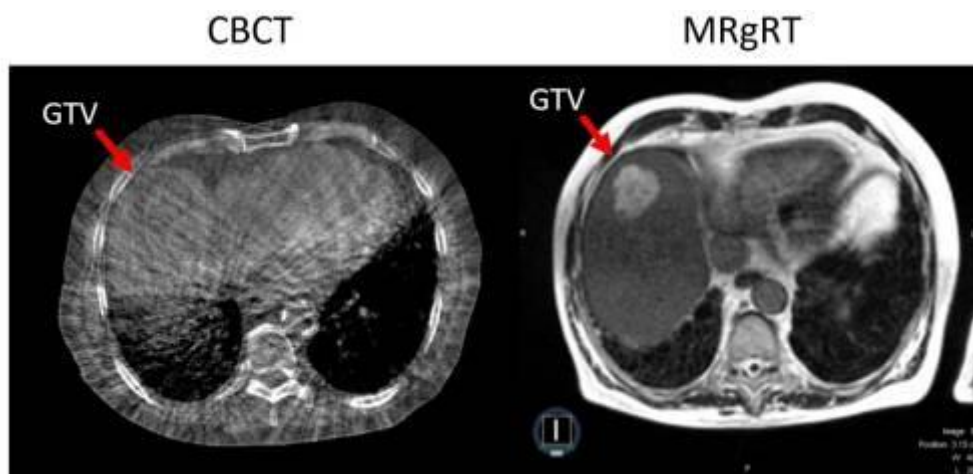
Obrázek 8 IGRT pomocí ultrazvuku

Zdroj: www.assets.cureus.com/uploads/figure/file/1861/lightbox_1432658064-1424706485-Figure_5.png

1.5.8 Verifikace magnetickou rezonancí

Magnetická rezonance je vedle ultrazvuku další alternativní metodou využívanou k verifikaci, v České republice se ovšem zatím nevyužívá. Výhodou zobrazení magnetickou rezonancí je její měkkotkáňové rozlišení, velice dobře zobrazuje všechny orgány i mozkovou tkáň. Další výhodou je, že magnetická rezonance pro zobrazování nevyužívá ionizující záření. MR verifikace je využívána pro Magnetic resonance-guided radiation therapy (MRgRT) nebo-li radioterapii řízenou magnetickou rezonancí (obr. 9).

(Nekula, 2007; MRI-guided Radiation Therapy, 2017; A New Era of Image Guidance with Magnetic Resonance-guided Radiation Therapy for Abdominal and Thoracic Malignancies, 2018)



Obrázek 9 Kvalita snímku CBCT vz. MRgRT

Zdroj: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/core/lw/2.0/html/tileshop_pmc/tileshop_pmc_inline.html?title=Click%20on%20image%20to%20zoom&p=PMC3&id=5985918_cureus-0010-00000002422-i02.jpg

1.5.9 Dozimetrická verifikace

Dozimetrická verifikace podává informaci o aplikované dávce záření, jedná se o dozimetrii in vivo. Na povrch pacienta do středu ozařovaného pole je umístěn detektor, používají se termoluminiscenční nebo polovodičové dozimetrie. Takto umístěný dozimetr detekuje dodanou vstupní dávku, která se později porovnává s naplánovanými hodnotami. Odchyłky těchto hodnot nesmí být vyšší, než udává toleranční mez, což vychází z národních doporučení stanovených Státním úřadem pro jadernou bezpečnost. Každé radioterapeutické oddělení v České republice má podle doporučení zpracovaný systém QA (Quality assurance), který zajišťuje řízení kvality celého procesu. (Podgorsak, ©2005)

Pro ověření IMRT plánů se využívá fantomová dozimetrická verifikace. Po naplánování se verifikace provede na samotném urychlovači, kde se pacient bude později ozařovat. Ověří se správnost dodání plánované dávky pomocí dozimetrického fantomu, ve kterém se ověří distribuce dávky do referenčního bodu. (Binarová, 2010)

1.6 IGRT

Image Guided RadioTherapy (IGRT) je radioterapie řízená obrazem a řadíme jí mezi 4D techniky. Pomocí zobrazovacích metod se během ozařování snímá aktuální pozice nádoru, což umožňuje snížení nežádoucích účinků léčby. Přídatný systém pro sledování dýchacích pohybů je tzv. Respiratory Gating. Jedním ze systémů pro monitorování dechu je komplet skládající se z infračervených kamer, infračerveného zdroje a markerů, které jsou umístěny na pacientovi. Tumor Tracking technologie zajišťuje kontrolu pohybu tumoru a s tím spojený pohyb hlavice LU během ozařování, jedná se o systém dvou stropních RTG zdrojů a detektorů v podlaze, systém je dále zmíněný u stereotaktického Cyberknife. (Odrážka, 2010; Soumarová, 2012)

1.6.1 Verifikace pro IGRT

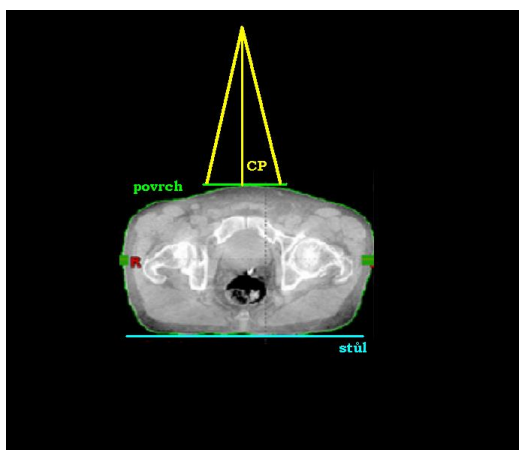
Využívá se přídatného kilovoltážního zobrazovacího zařízení, což je již běžné vybavení nových LU. Toto přídatné zařízení umožňuje vytvořit prosté 2D snímky (AP a bočný) nebo 3D řezy pomocí CBCT. Pro kontrolu cílového objemu během ozařování se využívá také přídatné zařízení s kV rentgenkou. Firma Varian toto zařízení uvedla na trh pod názvem OBI (On-Board Imager System) a výrobce Elekta pak svůj produkt nazývá XVI (X-ray Volume Imaging). (Binarová, 2010)

1.7 Ozařovací techniky

Rozeznáváme různé ozařovací techniky, třídit je lze podle počtu a uspořádání polí. Dále je lze rozdělit také na statické a dynamické techniky.

1.7.1 Ozařovací techniky rozdělené podle počtu a uspořádání polí

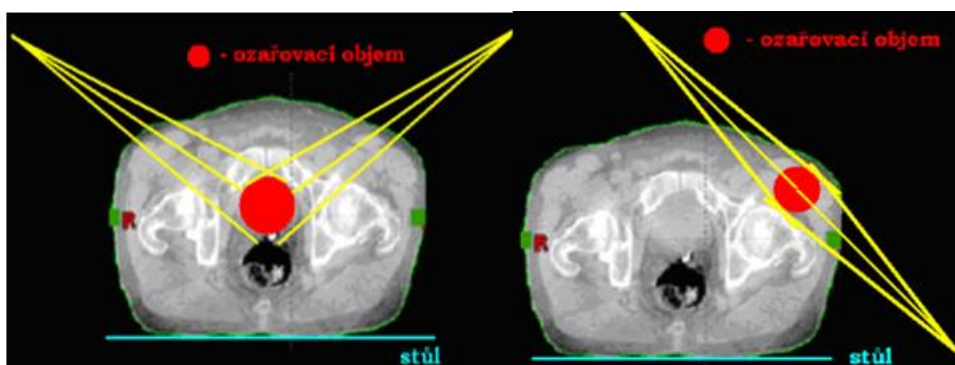
Nejjednodušší je ozařování z jednoho pole (obr.10), využívané např. pro paliativní ozáření, pooperační ozáření jizvy nebo nenádorové ozařování. Centrální paprsek (CP) může vstupovat do těla ze kteréhokoli směru.



Obrázek 10 Ozařování z jednoho pole

Zdroj: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>

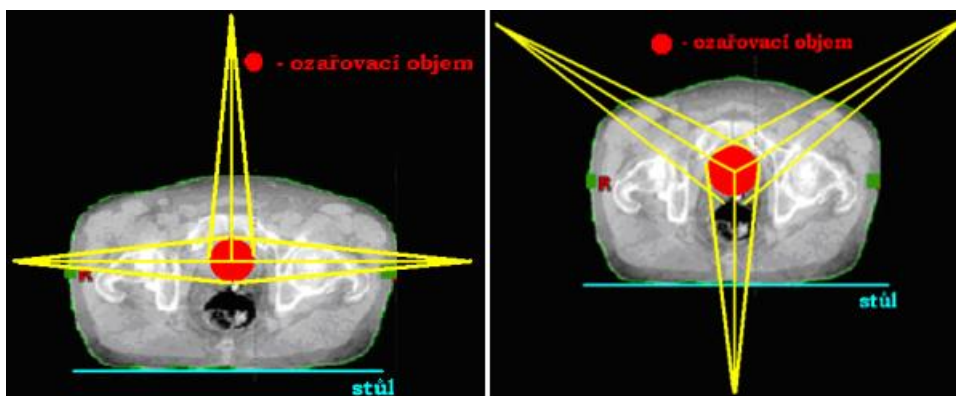
Při ozařování pomocí dvou polí (obr. 11), mohou být pole vůči sobě postavena různě. Řadíme sem ozařování z protilehlých kontralaterálních polí, používané například pro karcinom plic, konvergentní pole, což jsou sbíhavé svazky v určitém úhlu, a pomocí dvou tangenciálních polí, kdy paprsky tečují povrch těla. Tangenciální dvoupólová technika je využívána nejčastěji pro ozařování prsu.



Obrázek 11 Dvě konvergentní pole (vlevo) a dvě tangenciální pole (vpravo)

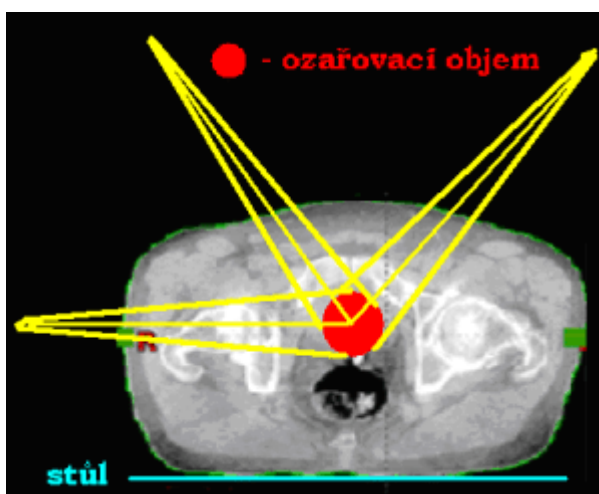
Zdroj: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>

Ozařování s pomocí tří polí (obr. 12 a 13) dělíme na techniku T, kdy centrální paprsky jsou na sebe kolmé a techniku Y, kde centrální paprsky svírají úhel 120° . Lze samozřejmě ozařovat i za tří šikmých polí, které svírají navzájem libovolný úhel. Používají se například u ozařování karcinomu rekta, karcinomu plic a obecně u hlouběji uložených nádorů.



Obrázek 12 T technika (vlevo), Y technika (vpravo)

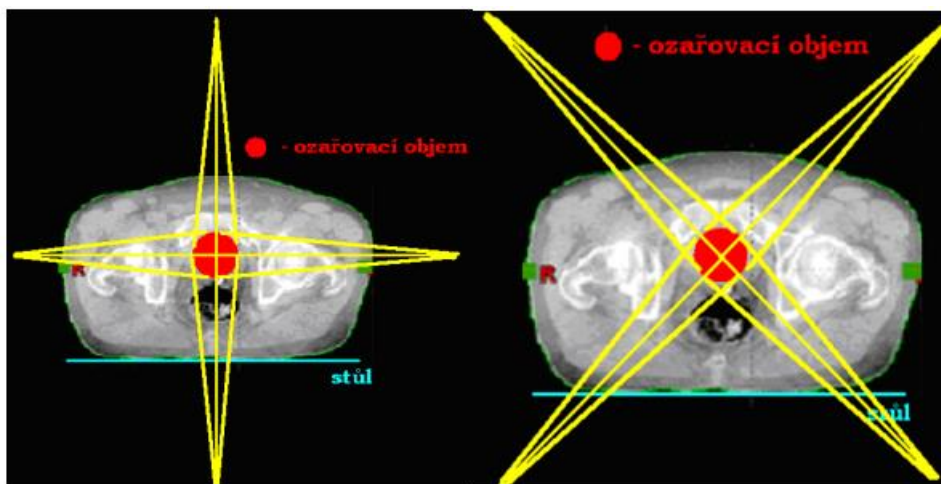
Zdroj: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>



Obrázek 13 Tři šikmá pole

Zdroj: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>

Technika box a technika křížového ohně (obr. 14) jsou metody, kdy se září pomocí čtyř polí, kdy jsou vždy dvě pole protilehlá a svírají mezi sebou určitý úhel. Používají se například u karcinomu konečníku, paraaortálních uzlin, gynekologických nádorů či karcinomu plic.



Obrázek 14 Technika BOX (vlevo), Technika křížového ohně(vpravo)

Zdroj: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>

Všechny zmíněné ozařovací techniky spadají do oblasti 3D – konformní radioterapie (CRT), dnes stále nejvyužívanější ozařovací metody. Využívá MLC k tvarování ozařovacího pole, což slouží k individuálnímu dodání léčebné dávky do tumoru a šetření okolních zdravých tkání. Ozařuje se homogenním svazkem záření. (Binarová, 2010), (Radiologický asistent, Techniky)

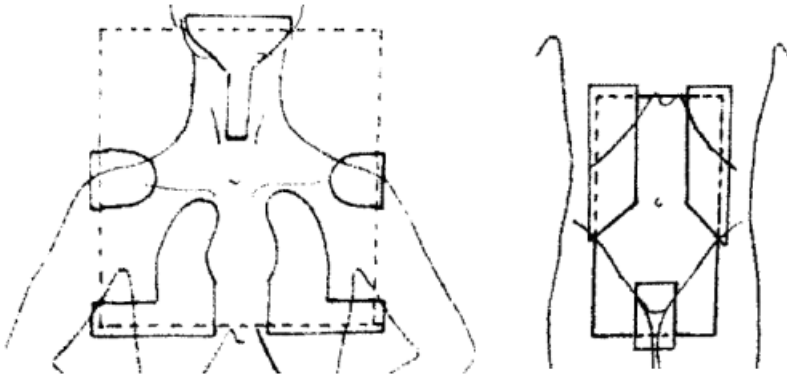
1.8 Speciální ozařovací techniky

Mezi speciální ozařovací techniky řadíme:

- velkoobjemové ozařování
- celotělové ozařování
- pohybová technika ozařování
- stereotaktické ozařování

Velkoobjemové ozařování užívá většinou dvou protilehlých polí a celkově nižší dávkou vzhledem k tomu, že je ozařován velký objem pacienta. Řadíme sem techniku mantle field a techniku invertovaného Y, které slouží k ozařování maligních lymfomů či lymfogranulomů. Mantle field (obr. 15), nebo-li technika pláště slouží k ozařování uzlin nad bránicí. Kritickými orgány v této ozařované oblasti jsou plíce, larynx a popřípadě i mícha, které je důležité vykrýt. Technika invertovaného (obráceného) Y (viz. obrázek 13) naopak slouží pro ozáření všech uzlin pod bránicí. Kritickými orgány pro tuto

techniku jsou ledviny, močový měchýř a střeva. Obě techniky jsou v současnosti využívány již vzácně.



Obrázek 15 Technika mantel field (vlevo) a Invertované Y (vpravo)

Zdroj: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>

Celotělové TBI (total body irradiation) ozáření pomocí pohybové techniky je využíváno před transplantací kostní dřeně, kdy se během záření gantry otáčí kolem pacienta, který je uložen v různých polohách na speciálním lůžku ve tvaru kolébky.

Pohybovou radioterapií lze obecně rozdělit podle vztahu zdroje vůči pacientovi, kdy je jeden článek v pohybu a druhý v klidu. Nemocnice České Budějovice využívá jako jedna z mála techniku celotělového ozáření kůže elektronovým svazkem (TSEI – Total selected electron irradiation). Při této technice pacient stojí na speciální otočné plošině ve fixačním boxu (elektronová sprcha, obr. 16), která rotuje a zároveň při tomto pohybu dochází k ozáření. Vzdálenost zdroje a povrchu těla pacienta, (SSD) je při této technice 350 cm. Tato metoda je využívána při kožním onemocnění mycosis fungoides, což je již výše zmíněný druh specifického kožního lymfomu. Mezi pohybové techniky se dále řadí ozařování kyvem a dynamická varianta IMRT ozařovací techniky, nazývaná RapidArc (dále zmíněno v kapitole: VMAT). Při ozařování kyvem obíhá gantry okolo pacienta pod nižším úlem než u rotační metody. (Velký lékařský slovník, 2019)



Obrázek 16 Pacient v ozařovací pozici na točně

Zdroj: foto, se souhlasem pacientky, poskytlo oddělení radioterapie NEMČB

Stereotaktické ozařování

Stereotaktické ozařování znamená přesné záření úzkými svazky o velmi vysoké dávce do velmi malého cílového objemu. Výhodou je, že lze díky tomuto přístupu ozařovat nádory v blízkosti radiosenzitivních orgánů či v již ozařované oblasti (oblast reiradiace). Rozlišujeme stereotaktickou radioterapii, kde se pracuje s vysokými dávkami a menším počtem frakcí, a stereotaktickou radiochirurgií, kdy se září jednorázově dávkou 10-30 Gy do objemu o maximálním průměru 3-4 cm. Vzhledem k velmi vysokým dávkám je nutný kvalitní systém fixace, lokalizace a kontroly cílového objemu. Pro stereotaktické ozařování se využívá buď speciální radionuklidový ozařovač Gammaknife nebo upravený lineární urychlovač (Cyberknife, X-knife). (Stereotaktická radiochirurgie a radioterapie pomocí mMLC, 2005)

Gamma knife, neboli Leksellův gamanůž je radionuklidový ozařovač s kobaltovými zdroji ^{60}Co umístěnými ve tvaru polokoule. Tento ozařovač lze použít pro ozáření hlavy a krční páteře. Pro ozáření se používá speciální fixační pomůcka tzv. Leksellův

stereotaktický rám, který se pacientovi nasadí na hlavu a upevní se pomocí šroubů přímo k lebečním kostem. Jelikož se šrouby opírají o kosti lebky, jsou tato místa předem lokálně umrtvená. Pro tvarování svazku záření slouží speciální kónický automatický kolimátor. (Liščák, 2009)

Cyber Knife je speciální LU s robotickým ramenem, které umožňuje rozsah pohybu 358°. Cyber Knife vytváří tenký svazek fotonového záření o energii 6 MV. Tvarování svazku je zajištěno nepohyblivými kruhovými kolimátory o různém průměru nebo automatickým kolimátorem.

Stereotaktické ozáření lze provádět i na běžném LU, který ale musí být opatřen mikrokolimátorem (micro-MLC) a speciálně upraveným stolem. (Binarová, 2010)

1.8.1 Verifikace pro stereotaktické ozařování

Leksellův gamanůž využívá pro verifikaci již výše zmíněné CBCT. Pro ozařování pomocí Cyber Knife se využívá verifikační Tumor Tracking technologie. Jedná se o využití 2D zobrazovací techniky, realizované dvěma rentgenkami umístěnými na stropě ozařovny a detektory umístěné na podlaze naproti rentgenkám. Zařízení umožňuje v průběhu ozařování monitorovat pohyb cílového objemu a korigovat kontinuálně tento pohyb okamžitou úpravou nastavení pozice ozařovacího stolu nebo ramene zdroje.

1.9 Moderní ozařovací techniky

Další techniky, při nichž se využívá ozařování z většího počtu polí, jsou vhodné pro malé cílové objemy. Mezi moderní ozařovací techniky řadíme:

- IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy)
- VMAT (Volumetric Modulated Arc Treatment)
- Tomoterapie

Oddělení radioterapie NEMČB využívá přístroje od firmy Varian, konkrétně přístroj TrueBeam®, který umožňuje, mimo klasické metody, ozařování technikou IMRT, VMAT v některých případech také umožňuje stereotaktické ozařování (v NEMČB tuto variantu na výběr nemají). (Varian)

1.9.1 IMRT

Intensity Modulated Radiation Therapy v překladu radioterapie s modulovanou intenzitou svazku záření patří mezi moderní 3D metody ozařování. Principem je modulace svazu záření pomocí MLC, který je nezbytnou součástí pro tuto metodu a vytváří tvar odpovídající ozařovanému objemu v prostoru. Plánovaná dávka těsně napodobuje tvar cílového objemu a mimo tento objem dávka prudce klesá, což zajišťuje kvalitní lokální kontrolu tumoru. Šetří se tak okolní zdravá tkáň, sníží se ozáření kritických objemů a je tedy možné zvýšit dávku na cílový objem. Při použití IMRT techniky je průkazně nižší akutní i chronická toxicita. IMRT technikou se cílový objem ozařuje nehomogenním svazkem.

Pro plánování léčby je nezbytný software pro inverzní plánování. Při plánování lékař určí jednotlivé parametry pro cílový objem minimální potřebná dávka a pro kritické orgány maximální přípustnou dávku. Po naplánování se každý ozařovací plán ověří zkouškou na fantomu, který funguje na principu ionizačních komůrek. Nejčastěji se touto metodou ozařují nádory gynekologické a nádory v oblasti pánve, jako jsou nádory rekta či prostaty, dále nádory v oblasti krku, baze lební a hlavy. Lze využít dvou modalit realizace IMRT techniky, a to metody Step and shoot nebo Sliding window. IMRT technika umožňuje ozařování buď větším počtem statických polí a nebo dynamickou variantou nazývanou Arc terapie. (Binarová, 2010; Odrážka, 2010)

Step and shoot (segmentová IMRT) je metoda, kdy MLC vytvoří požadovaný tvar, dojde k ozáření segmentu vypočítanou dávkou a záření se zastaví. Lamely kolimátoru se posunou do tvaru dalšího segmentu a opět se ozáří. Takto se postupuje pro všechna pole, při pohybu lamel kolimátoru nedochází k ozařování.

U častěji využívané metody Sliding window (dynamická IMRT) dochází k ozařování zároveň s pohybem lamel MLC, což vede ke změně tvaru pole. Intensity Modulated Arc Therapy IMAT technika předcházela VMAT metodě. IMAT šetří zdravé tkáně díky rychlému poklesu dávky do okolních tkání. (Rozman, 2006; Binarová, 2010)

1.9.2 VMAT

Volumetric intensity-Modulated Arc Therapy, neboli radioterapie s objemově modulovanou intenzitou svazku. RapidArc je speciální modalita VMAT techniky. Jedná se o metodu, která kombinuje dynamický MLC pohyb s rychlou rotací ramene gantry

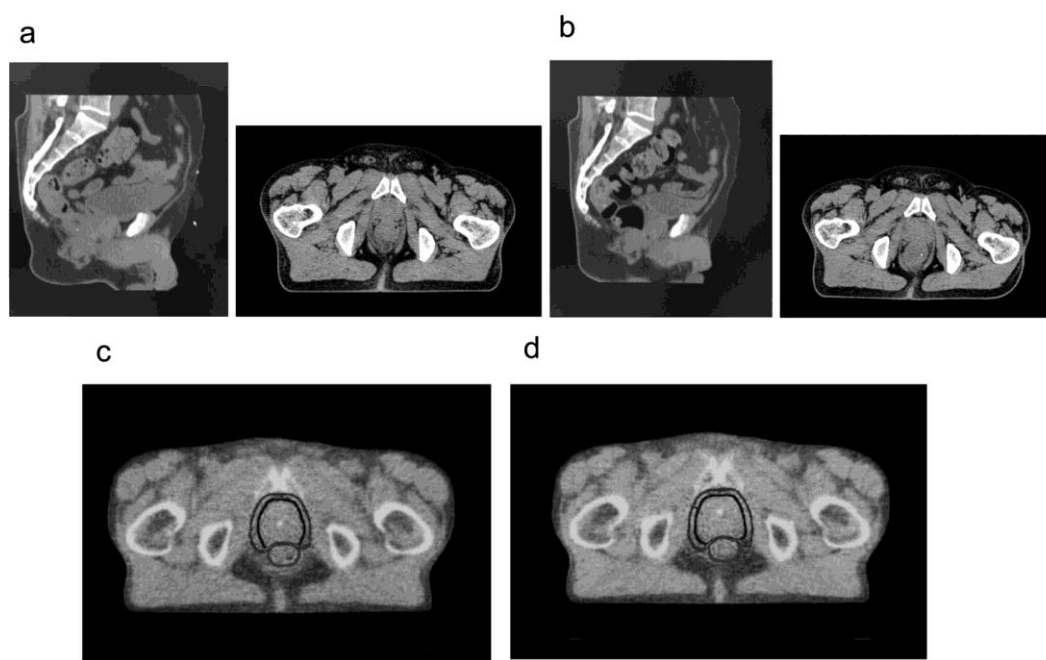
a proměnlivým příkonem dávky. Výhodou této techniky je kratší doba ozařování oproti klasické IMRT technice. (Odrážka, 2010)

1.9.3 Tomoterapie

Tomoterapie je spojení CT přístroje s LU. Jedná se o techniku využívající IMRT metodu monitorovanou CT skenerem. Přístroj se svou stavbou podobá CT přístroji v gantry se však místo rentgenky nachází lineární urychlovač. Tvorba verifikačních snímků i ozáření cílového objemu probíhá při rotaci LU a detektorů současně s pohybem stolu. V režimu high dose probíhá ozáření cílového objemu, kdy se k modulaci svazku využívá MLC. Verifikační snímek se provádí v low dose režimu, tedy s nízkou energií a intenzitou záření. Pro verifikaci se zhotovují snímky tzv. Cone Beam MVCT, které využívá záření z lineárního urychlovače o energii 6 MV. (Šlampa, 2007)

1.9.4 Verifikace tomoterapie

Na tomoterapii se používá denní snímkování pomocí MVCT (obr. 17), tedy záření z lineárního urychlovače o nízké energii a to 6 MV. Nevýhodou je nízká kvalita zobrazení a vyšší radiační zátěž na rozdíl od přídatných kV verifikačních přístrojů. Snímky se tvoří helikálním skenováním za rotace LU a detektorů o 200° současně s posunem stolu a pacienta. (Binarová, 2010)



Obrázek 17 MVCT obrazy pánve

Zdroj: <http://ar.iijournals.org/content/33/12/5675/F2.expansion.html>

2 PRAKTICKÁ ČÁST

2.1 *Formulace cílů výzkumu práce*

Cíle bakalářské práce:

- Představení zobrazovacích technologií využívaných pro verifikaci v nastavení cílového objemu.
- Analýza odchylek v pozici cílového objemu při IMRT ozařování prostaty na lineárním urychlovači True Beam s ohledem na nové funkce v korekci pozice ozařovacího stolu.

2.2 *Formulace výzkumných otázek*

Byly vymezeny dvě výzkumné otázky v tomto znění:

- Jak často je nutná korekce nastavení ozařovaného objemu pomocí funkce stolu Pitch a Roll?
- Jaký je současný standard ve frekvenci zobrazování na CBCT na oddělení radioterapie v Nemocnici České Budějovice a jaké procento pacientů je ozařováno s denním CBCT?

2.3 *Metodika*

Podstatou této bakalářské práce je analýza dat získaných z výsledků korekce pozice cílového objemu při verifikačním snímkování na pracovišti radioterapie v Nemocnici České Budějovice. Analýza byla provedena na odchylkách v 6 osách, avšak se zvláštní pozorností na nové možnosti v korekci ozařovacího stolu, tedy funkce Pitch, Roll a četnost jejich využití.

Za pomoci a pod dohledem mé vedoucí práce Mgr. Evy Stýblové jsme z evidence všech pacientů, kteří započali nebo zakončili léčbu na oddělení radioterapie v NČB, nejprve vytřídily pacienty, kteří byli ozařováni na oblast prostaty za rok 2018. Cílem jsem náhodně vybrala 50 pacientů, u nichž jsem následně v systému Aria vyhledala celkový počet zhotovených CBCT vyšetření a jednotlivé výsledky korekce pozice cílového objemu. Hodnoty odchylek jsem uspořádala do tabulek, pomocí nichž jsem data statisticky zpracovala. Obrázek navazující pod textem (obr. 18) představuje podobu tabulky, která zahrnuje jednotlivé odchylky, vyhodnocené po vyhodnocení portálové

verifikace radiologickým asistentem, a po zhotovení CBCT, zhodnocené pomocí softwaru (auto-matching). Vypracované tabulky mi pomohly při zpracování a vyhodnocování nashromážděných dat.

| | kV_270_1a - MV_0_1a | kV_CBCT_1a |
|-----------|---------------------|------------|
| Status | * | * |
| Vrt [cm] | +0.57 | -0.04 |
| Lng [cm] | -0.65 | +0.25 |
| Lat [cm] | 0.00 | +0.09 |
| Pitch [°] | 0.0 | +2.6 |
| Roll [°] | 0.0 | -0.2 |
| Rtn [°] | 0.0 | +0.2 |

Obrázek 18 Tabulka z programu Aria

Zdroj: vlastní (Aria, NČB: Oddělení Radioterapie)

Ze získaných dat jsem vytvořila tabulky, které byly sestaveny následujícím způsobem:

Pro každého pacienta (např.: Subjekt 1) jsem vytvořila jednu tabulku, kde v prvním sloupci jsou označeny jednotlivá verifikační CBCT. Příkladem je Tabulka 1. V prvním řádku jsou uvedeny jednotlivé směry, ve kterých dochází k posunu stolu s pacientem. Hodnoty Pitch (naklonění stolu v dlouhé ose tzv. naklonění k nohám nebo k hlavě), Roll (naklopení desky stolu do stran) a Rnt je zkratka pro rotaci stolu (stůl se pohybuje na otočné plošině). Pitch, Roll a Rnt jsou uváděny ve stupních. Vrt nebo-li vertikální pohyb (stůl mění výšku), Lng tedy longitudinální posun (pohyb stolu v dlouhé ose) a posun Lat nebo-li laterální pohyb (pohyb stolu do stran). Vrt, Lng a Lat mají hodnoty uváděné v cm. Sloupec uvedený pod jednotlivými funkcemi stolu představuje velikost odchylky pozice nastavení cílového objemu pro jednotlivá CBCT. Poslední řádek pak představuje součet jednotlivých odchylek v daném směru pro jednotlivé pacienty. Celkově jsem tímto způsobem nashromáždila data o 50 pacientech.

Tabulka 1 Subjekt č. 1

| CT | Pitch | Roll | Rnt | Vrt | Lng | Lat |
|-----------------|-------|------|-----|------|------|------|
| 1 | 0,3 | 2,9 | 0,4 | 0,15 | 0,21 | 0,17 |
| 2 | 1,1 | 2,2 | / | 0,1 | 0,13 | 0,12 |
| 3 | 0,2 | 0,8 | 0,3 | 0,31 | 0,38 | 0,03 |
| 4 | / | / | 0,9 | 0,53 | 0,23 | 0,22 |
| 5 | 0,5 | 0,5 | 1,2 | 0,19 | 0,06 | 0,04 |
| 6 | 1,3 | / | 1 | 0,11 | 0,1 | 0,08 |
| 7 | 1,3 | 1 | 0,6 | 0,01 | 0,09 | 0,01 |
| 8 | 1,8 | 0,1 | 1,3 | 0,05 | 0,12 | 0,04 |
| Součet odchylek | 6,5 | 7,5 | 5,7 | 1,45 | 1,32 | 0,71 |

Z takto vytvořených tabulek jsem zpracovala další tabulky s hodnotami pro jednotlivé funkce stolu, které jsou k dispozici v kapitole výsledků. Pro jednotlivé funkce stolu jsem provedla elementární statistické zpracování jednotlivých hodnot odchylek korekce nastavení cílového objemu. Pro výpočet obecného momentu 1. řádu, nebo-li aritmetického průměru byl využit vzorec: $O_1(x) = \frac{1}{n} \sum n_i x_i$

Pro výpočet centrálního momentu 2. řádu, nebo-li empirický rozptyl byl použit následující vzorec: $C_2(x) = \frac{1}{n} \sum n_i (x_i - O_i)^2$

Směrodatná odchylka pak byla vypočtena z výsledku empirického rozptylu a to konkrétně: $S_x = \sqrt{C_2}$ (Záškodný, 2016, s. 27-28)

3 VÝSLEDKY

Četnost využití korekce pozice ozařovaného objemu pomocí nových funkcí posunu stolu Pitch a Roll spolu s frekvencí zobrazování na CBCT pacientů ozařovaných na oblast prostaty, jsou z praktického hlediska důležitými otázkami vzhledem k využívání moderních ozařovacích technik.

Tabulka 2 pojednává o funkci stolu Pitch. V prvním sloupci jsou jednotlivé sledované subjekty označené od 1 do 50, druhý sloupec obsahuje celkový počet CBCT, které se danému subjektu dělali v průběhu jeho léčby. Třetí sloupec znázorňuje v kolika případech byl použit posun pomocí sledované funkce (tedy Pitch), čtvrtý sloupec pak vyjadřuje toto použití v procentech. Pátý sloupec představuje součet odchylek v daném směru a šestý sloupec pak výsledný průměr odchylek.

Tabulka 3 představuje stejným způsobem hodnoty pro funkci stolu Roll, tabulka 4 pak představuje funkci Rnt, tabulka 5 pro funkci Vrt, tabulka 6 pro funkci Lng a tabulka pro 7 funkci Lat.

Tabulka 2 Funkce Pitch

| Pacient | Počet CT | Pitch použito | Pitch použito v % | Součet Pitch odchylek | Průměr Pitch odchylek |
|---------|----------|---------------|-------------------|-----------------------|-----------------------|
| 1 | 8 | 7 | 87,50 | 6,5 | 0,8125 |
| 2 | 7 | 7 | 100,00 | 6,3 | 0,9000 |
| 3 | 7 | 7 | 100,00 | 6,3 | 0,9000 |
| 4 | 6 | 6 | 100,00 | 8,6 | 1,4333 |
| 5 | 7 | 6 | 85,71 | 3 | 0,4286 |
| 6 | 7 | 6 | 85,71 | 6,7 | 0,9571 |
| 7 | 16 | 15 | 93,75 | 21,4 | 1,3375 |
| 8 | 7 | 7 | 100,00 | 5,5 | 0,7857 |
| 9 | 5 | 5 | 100,00 | 5,3 | 1,0600 |
| 10 | 7 | 7 | 100,00 | 7,3 | 1,0429 |
| 11 | 7 | 6 | 85,71 | 8,2 | 1,1714 |
| 12 | 7 | 6 | 85,71 | 5,4 | 0,7714 |
| 13 | 8 | 8 | 100,00 | 2,9 | 0,3625 |
| 14 | 22 | 22 | 100,00 | 23 | 1,0455 |
| 15 | 6 | 6 | 100,00 | 10,2 | 1,7000 |
| 16 | 7 | 6 | 85,71 | 12,1 | 1,7286 |
| 17 | 6 | 5 | 83,33 | 3,1 | 0,5167 |
| 18 | 8 | 7 | 87,50 | 4,9 | 0,6125 |
| 19 | 7 | 7 | 100,00 | 4,7 | 0,6714 |
| 20 | 5 | 5 | 100,00 | 2,5 | 0,5000 |
| 21 | 8 | 8 | 100,00 | 4,2 | 0,5250 |
| 22 | 7 | 6 | 85,71 | 12,1 | 1,7286 |
| 23 | 4 | 4 | 100,00 | 4,2 | 1,0500 |
| 24 | 9 | 9 | 100,00 | 8,8 | 0,9778 |
| 25 | 6 | 6 | 100,00 | 4,1 | 0,6833 |
| 26 | 8 | 7 | 87,50 | 14 | 1,7500 |
| 27 | 8 | 8 | 100,00 | 10,8 | 1,3500 |
| 28 | 6 | 6 | 100,00 | 6,8 | 1,1333 |
| 29 | 8 | 8 | 100,00 | 5,3 | 0,6625 |
| 30 | 7 | 6 | 85,71 | 5,1 | 0,7286 |
| 31 | 7 | 6 | 85,71 | 4,1 | 0,5857 |
| 32 | 8 | 8 | 100,00 | 3,2 | 0,4000 |
| 33 | 7 | 7 | 100,00 | 3,3 | 0,4714 |
| 34 | 6 | 6 | 100,00 | 4 | 0,6667 |
| 35 | 7 | 7 | 100,00 | 6,7 | 0,9571 |
| 36 | 8 | 8 | 100,00 | 6,7 | 0,8375 |
| 37 | 9 | 9 | 100,00 | 7,9 | 0,8778 |
| 38 | 6 | 6 | 100,00 | 5,1 | 0,8500 |
| 39 | 6 | 5 | 83,33 | 7,3 | 1,2167 |
| 40 | 7 | 7 | 100,00 | 8,7 | 1,2429 |
| 41 | 7 | 7 | 100,00 | 3,6 | 0,5143 |
| 42 | 7 | 7 | 100,00 | 6,3 | 0,9000 |
| 43 | 7 | 4 | 57,14 | 3,9 | 0,5571 |
| 44 | 6 | 6 | 100,00 | 7,1 | 1,1833 |
| 45 | 21 | 20 | 95,24 | 26,4 | 1,2571 |
| 46 | 18 | 17 | 94,44 | 20,7 | 1,1500 |
| 47 | 8 | 8 | 100,00 | 6,3 | 0,7875 |
| 48 | 9 | 9 | 100,00 | 8 | 0,8889 |
| 49 | 25 | 24 | 96,00 | 25,4 | 1,0160 |
| 50 | 7 | 7 | 100,00 | 8,4 | 1,2000 |

Tabulka 3 Funkce Roll

| Pacient | Počet CT | Roll použito | Roll použito v % | Součet Roll odchylek | Průměr Roll odchylek |
|---------|----------|--------------|------------------|----------------------|----------------------|
| 1 | 8 | 6 | 75,00 | 7,5 | 0,9375 |
| 2 | 7 | 7 | 100,00 | 4,5 | 0,6429 |
| 3 | 7 | 7 | 100,00 | 13,2 | 1,8857 |
| 4 | 6 | 6 | 100,00 | 3,9 | 0,6500 |
| 5 | 7 | 7 | 100,00 | 4,9 | 0,7000 |
| 6 | 7 | 4 | 57,14 | 4,6 | 0,6571 |
| 7 | 16 | 16 | 100,00 | 12,5 | 0,7813 |
| 8 | 7 | 6 | 85,71 | 1,7 | 0,2429 |
| 9 | 5 | 5 | 100,00 | 3,9 | 0,7800 |
| 10 | 7 | 6 | 85,71 | 7,2 | 1,0286 |
| 11 | 7 | 7 | 100,00 | 6,6 | 0,9429 |
| 12 | 7 | 7 | 100,00 | 5,7 | 0,8143 |
| 13 | 8 | 8 | 100,00 | 8 | 1,0000 |
| 14 | 22 | 22 | 100,00 | 10,3 | 0,4682 |
| 15 | 6 | 5 | 83,33 | 3,3 | 0,5500 |
| 16 | 7 | 6 | 85,71 | 9,1 | 1,3000 |
| 17 | 6 | 5 | 83,33 | 7,6 | 1,2667 |
| 18 | 8 | 6 | 75,00 | 3,1 | 0,3875 |
| 19 | 7 | 6 | 85,71 | 2,4 | 0,3429 |
| 20 | 5 | 5 | 100,00 | 3,1 | 0,6200 |
| 21 | 8 | 8 | 100,00 | 8 | 1,0000 |
| 22 | 7 | 7 | 100,00 | 5,5 | 0,7857 |
| 23 | 4 | 4 | 100,00 | 9,9 | 2,4750 |
| 24 | 9 | 8 | 88,89 | 7 | 0,7778 |
| 25 | 6 | 6 | 100,00 | 12,3 | 2,0500 |
| 26 | 8 | 7 | 87,50 | 8,6 | 1,0750 |
| 27 | 8 | 8 | 100,00 | 16,6 | 2,0750 |
| 28 | 6 | 5 | 83,33 | 4,2 | 0,7000 |
| 29 | 8 | 8 | 100,00 | 5,4 | 0,6750 |
| 30 | 7 | 7 | 100,00 | 5,9 | 0,8429 |
| 31 | 7 | 5 | 71,43 | 1,8 | 0,2571 |
| 32 | 8 | 6 | 75,00 | 13,8 | 1,7250 |
| 33 | 7 | 7 | 100,00 | 7,1 | 1,0143 |
| 34 | 6 | 6 | 100,00 | 3,2 | 0,5333 |
| 35 | 7 | 7 | 100,00 | 16,6 | 2,3714 |
| 36 | 8 | 6 | 75,00 | 2,9 | 0,3625 |
| 37 | 9 | 9 | 100,00 | 18,2 | 2,0222 |
| 38 | 6 | 6 | 100,00 | 3,8 | 0,6333 |
| 39 | 6 | 6 | 100,00 | 9,5 | 1,5833 |
| 40 | 7 | 7 | 100,00 | 6,4 | 0,9143 |
| 41 | 7 | 7 | 100,00 | 7,2 | 1,0286 |
| 42 | 7 | 5 | 71,43 | 3,4 | 0,4857 |
| 43 | 7 | 6 | 85,71 | 2,6 | 0,3714 |
| 44 | 6 | 6 | 100,00 | 5,2 | 0,8667 |
| 45 | 21 | 20 | 95,24 | 28,9 | 1,3762 |
| 46 | 18 | 17 | 94,44 | 14,2 | 0,7889 |
| 47 | 8 | 7 | 87,50 | 5,5 | 0,6875 |
| 48 | 9 | 9 | 100,00 | 8,6 | 0,9556 |
| 49 | 25 | 25 | 100,00 | 18,5 | 0,7400 |
| 50 | 7 | 7 | 100,00 | 5,1 | 0,7286 |

Tabulka 4 Funkce Rnt

| Pacient | Počet CT | Rnt použito | Rnt použito v % | Součet Rnt odchylek | Průměr Rnt odchylek |
|---------|----------|-------------|-----------------|---------------------|---------------------|
| 1 | 8 | 7 | 87,50 | 5,7 | 0,7125 |
| 2 | 7 | 7 | 100,00 | 2,5 | 0,3571 |
| 3 | 7 | 7 | 100,00 | 5,5 | 0,7857 |
| 4 | 6 | 6 | 100,00 | 4,6 | 0,7667 |
| 5 | 7 | 6 | 85,71 | 2,9 | 0,4143 |
| 6 | 7 | 6 | 85,71 | 7,1 | 1,0143 |
| 7 | 16 | 16 | 100,00 | 20,1 | 1,2563 |
| 8 | 7 | 7 | 100,00 | 3,2 | 0,4571 |
| 9 | 5 | 5 | 100,00 | 4,4 | 0,8800 |
| 10 | 7 | 5 | 71,43 | 3,4 | 0,4857 |
| 11 | 7 | 7 | 100,00 | 2 | 0,2857 |
| 12 | 7 | 5 | 71,43 | 4,2 | 0,6000 |
| 13 | 8 | 8 | 100,00 | 6,3 | 0,7875 |
| 14 | 22 | 22 | 100,00 | 37,2 | 1,6909 |
| 15 | 6 | 6 | 100,00 | 6,3 | 1,0500 |
| 16 | 7 | 6 | 85,71 | 4,6 | 0,6571 |
| 17 | 6 | 5 | 83,33 | 3,3 | 0,5500 |
| 18 | 8 | 8 | 100,00 | 7,2 | 0,9000 |
| 19 | 7 | 7 | 100,00 | 6,9 | 0,9857 |
| 20 | 5 | 5 | 100,00 | 2,2 | 0,4400 |
| 21 | 8 | 7 | 87,50 | 3,9 | 0,4875 |
| 22 | 7 | 7 | 100,00 | 8,1 | 1,1571 |
| 23 | 4 | 3 | 75,00 | 1,5 | 0,3750 |
| 24 | 9 | 9 | 100,00 | 5,2 | 0,5778 |
| 25 | 6 | 5 | 83,33 | 4,8 | 0,8000 |
| 26 | 8 | 6 | 75,00 | 8,4 | 1,0500 |
| 27 | 8 | 7 | 87,50 | 4,8 | 0,6000 |
| 28 | 6 | 5 | 83,33 | 4,4 | 0,7333 |
| 29 | 8 | 8 | 100,00 | 11,7 | 1,4625 |
| 30 | 7 | 7 | 100,00 | 3,2 | 0,4571 |
| 31 | 7 | 4 | 57,14 | 2,3 | 0,3286 |
| 32 | 8 | 8 | 100,00 | 5,4 | 0,6750 |
| 33 | 7 | 7 | 100,00 | 2,3 | 0,3286 |
| 34 | 6 | 5 | 83,33 | 2,4 | 0,4000 |
| 35 | 7 | 7 | 100,00 | 5,3 | 0,7571 |
| 36 | 8 | 8 | 100,00 | 2,3 | 0,2875 |
| 37 | 9 | 9 | 100,00 | 7 | 0,7778 |
| 38 | 6 | 6 | 100,00 | 11,3 | 1,8833 |
| 39 | 6 | 3 | 50,00 | 3,1 | 0,5167 |
| 40 | 7 | 7 | 100,00 | 2 | 0,2857 |
| 41 | 7 | 7 | 100,00 | 4,3 | 0,6143 |
| 42 | 7 | 7 | 100,00 | 4,7 | 0,6714 |
| 43 | 7 | 7 | 100,00 | 5,2 | 0,7429 |
| 44 | 6 | 6 | 100,00 | 4,2 | 0,7000 |
| 45 | 21 | 20 | 95,24 | 20,2 | 0,9619 |
| 46 | 18 | 16 | 88,89 | 10,5 | 0,5833 |
| 47 | 8 | 7 | 87,50 | 4,4 | 0,5500 |
| 48 | 9 | 9 | 100,00 | 19 | 2,1111 |
| 49 | 25 | 25 | 100,00 | 20,9 | 0,8360 |
| 50 | 7 | 7 | 100,00 | 5 | 0,7143 |

Tabulka 5 Funkce Vrt

| Pacient | Počet CT | Vrt použito | Vrt použito v % | Součet Vrt odchylek | Průměr Vrt odchylek |
|---------|----------|-------------|-----------------|---------------------|---------------------|
| 1 | 8 | 8 | 100,00 | 1,45 | 0,1813 |
| 2 | 7 | 6 | 85,71 | 1,18 | 0,1686 |
| 3 | 7 | 7 | 100,00 | 0,56 | 0,0800 |
| 4 | 6 | 6 | 100,00 | 0,56 | 0,0933 |
| 5 | 7 | 6 | 85,71 | 0,88 | 0,1257 |
| 6 | 7 | 6 | 85,71 | 1,24 | 0,1771 |
| 7 | 16 | 16 | 100,00 | 2,27 | 0,1419 |
| 8 | 7 | 7 | 100,00 | 0,99 | 0,1414 |
| 9 | 5 | 5 | 100,00 | 0,56 | 0,1120 |
| 10 | 7 | 7 | 100,00 | 1,54 | 0,2200 |
| 11 | 7 | 7 | 100,00 | 0,67 | 0,0957 |
| 12 | 7 | 7 | 100,00 | 1,22 | 0,1743 |
| 13 | 8 | 8 | 100,00 | 3,22 | 0,4025 |
| 14 | 22 | 21 | 95,45 | 11,16 | 0,5073 |
| 15 | 6 | 6 | 100,00 | 0,9 | 0,1500 |
| 16 | 7 | 6 | 85,71 | 1,81 | 0,2586 |
| 17 | 6 | 6 | 100,00 | 0,64 | 0,1067 |
| 18 | 8 | 8 | 100,00 | 3,68 | 0,4600 |
| 19 | 7 | 7 | 100,00 | 0,52 | 0,0743 |
| 20 | 5 | 5 | 100,00 | 0,56 | 0,1120 |
| 21 | 8 | 8 | 100,00 | 0,9 | 0,1125 |
| 22 | 7 | 7 | 100,00 | 1,27 | 0,1814 |
| 23 | 4 | 4 | 100,00 | 0,61 | 0,1525 |
| 24 | 9 | 9 | 100,00 | 1,29 | 0,1433 |
| 25 | 6 | 6 | 100,00 | 0,79 | 0,1317 |
| 26 | 8 | 8 | 100,00 | 2,35 | 0,2938 |
| 27 | 8 | 7 | 87,50 | 0,84 | 0,1050 |
| 28 | 6 | 6 | 100,00 | 1,83 | 0,3050 |
| 29 | 8 | 8 | 100,00 | 3,12 | 0,3900 |
| 30 | 7 | 7 | 100,00 | 2,48 | 0,3543 |
| 31 | 7 | 7 | 100,00 | 1,45 | 0,2071 |
| 32 | 8 | 8 | 100,00 | 2,31 | 0,2888 |
| 33 | 7 | 7 | 100,00 | 2,82 | 0,4029 |
| 34 | 6 | 6 | 100,00 | 0,4 | 0,0667 |
| 35 | 7 | 7 | 100,00 | 1,72 | 0,2457 |
| 36 | 8 | 8 | 100,00 | 2,37 | 0,2963 |
| 37 | 9 | 9 | 100,00 | 2,4 | 0,2667 |
| 38 | 6 | 6 | 100,00 | 0,32 | 0,0533 |
| 39 | 6 | 6 | 100,00 | 2,07 | 0,3450 |
| 40 | 7 | 6 | 85,71 | 0,66 | 0,0943 |
| 41 | 7 | 7 | 100,00 | 1,71 | 0,2443 |
| 42 | 7 | 7 | 100,00 | 1,6 | 0,2286 |
| 43 | 7 | 7 | 100,00 | 0,42 | 0,0600 |
| 44 | 6 | 6 | 100,00 | 1,35 | 0,2250 |
| 45 | 21 | 21 | 100,00 | 9,13 | 0,4348 |
| 46 | 18 | 18 | 100,00 | 8,19 | 0,4550 |
| 47 | 8 | 7 | 87,50 | 0,92 | 0,1150 |
| 48 | 9 | 9 | 100,00 | 2,03 | 0,2256 |
| 49 | 25 | 25 | 100,00 | 13,75 | 0,5500 |
| 50 | 7 | 7 | 100,00 | 1,8 | 0,2571 |

Tabulka 6 Funkce Lng

| Pacient | Počet CT | Lng použito | Lng použito v % | Součet Lng odchylek | Průměr Lng odchylek |
|---------|----------|-------------|-----------------|---------------------|---------------------|
| 1 | 8 | 8 | 100,00 | 1,32 | 0,1650 |
| 2 | 7 | 7 | 100,00 | 0,98 | 0,1400 |
| 3 | 7 | 7 | 100,00 | 1,82 | 0,2600 |
| 4 | 6 | 6 | 100,00 | 0,41 | 0,0683 |
| 5 | 7 | 7 | 100,00 | 1,02 | 0,1457 |
| 6 | 7 | 7 | 100,00 | 0,99 | 0,1414 |
| 7 | 16 | 15 | 93,75 | 2,3 | 0,1438 |
| 8 | 7 | 7 | 100,00 | 0,79 | 0,1129 |
| 9 | 5 | 5 | 100,00 | 0,8 | 0,1600 |
| 10 | 7 | 7 | 100,00 | 0,74 | 0,1057 |
| 11 | 7 | 7 | 100,00 | 0,37 | 0,0529 |
| 12 | 7 | 7 | 100,00 | 0,55 | 0,0786 |
| 13 | 8 | 8 | 100,00 | 3,62 | 0,4525 |
| 14 | 22 | 21 | 95,45 | 10,21 | 0,4641 |
| 15 | 6 | 6 | 100,00 | 1,67 | 0,2783 |
| 16 | 7 | 6 | 85,71 | 2,06 | 0,2943 |
| 17 | 6 | 6 | 100,00 | 0,6 | 0,1000 |
| 18 | 8 | 8 | 100,00 | 2,63 | 0,3288 |
| 19 | 7 | 7 | 100,00 | 0,54 | 0,0771 |
| 20 | 5 | 5 | 100,00 | 0,47 | 0,0940 |
| 21 | 8 | 8 | 100,00 | 0,66 | 0,0825 |
| 22 | 7 | 7 | 100,00 | 2,03 | 0,2900 |
| 23 | 4 | 4 | 100,00 | 0,3 | 0,0750 |
| 24 | 9 | 8 | 88,89 | 0,66 | 0,0733 |
| 25 | 6 | 6 | 100,00 | 0,6 | 0,1000 |
| 26 | 8 | 8 | 100,00 | 1,47 | 0,1838 |
| 27 | 8 | 8 | 100,00 | 1,31 | 0,1638 |
| 28 | 6 | 6 | 100,00 | 1,42 | 0,2367 |
| 29 | 8 | 8 | 100,00 | 2,96 | 0,3700 |
| 30 | 7 | 6 | 85,71 | 1,74 | 0,2486 |
| 31 | 7 | 7 | 100,00 | 0,49 | 0,0700 |
| 32 | 8 | 8 | 100,00 | 1,65 | 0,2063 |
| 33 | 7 | 6 | 85,71 | 0,76 | 0,1086 |
| 34 | 6 | 6 | 100,00 | 0,88 | 0,1467 |
| 35 | 7 | 7 | 100,00 | 1,36 | 0,1943 |
| 36 | 8 | 8 | 100,00 | 1,27 | 0,1588 |
| 37 | 9 | 9 | 100,00 | 1,46 | 0,1622 |
| 38 | 6 | 6 | 100,00 | 1,19 | 0,1983 |
| 39 | 6 | 6 | 100,00 | 2,37 | 0,3950 |
| 40 | 7 | 7 | 100,00 | 0,84 | 0,1200 |
| 41 | 7 | 7 | 100,00 | 1,53 | 0,2186 |
| 42 | 7 | 7 | 100,00 | 0,89 | 0,1271 |
| 43 | 7 | 7 | 100,00 | 0,7 | 0,1000 |
| 44 | 6 | 6 | 100,00 | 0,99 | 0,1650 |
| 45 | 21 | 21 | 100,00 | 6,42 | 0,3057 |
| 46 | 18 | 17 | 94,44 | 12,1 | 0,6722 |
| 47 | 8 | 8 | 100,00 | 1,2 | 0,1500 |
| 48 | 9 | 9 | 100,00 | 1,57 | 0,1744 |
| 49 | 25 | 24 | 96,00 | 7,2 | 0,2880 |
| 50 | 7 | 6 | 85,71 | 1,29 | 0,1843 |

Tabulka 7 Funkce Lat

| Pacient | Počet CT | Lat použito | Lat použito v % | Součet Lat odchylek | Průměr Lat odchylek |
|---------|----------|-------------|-----------------|---------------------|---------------------|
| 1 | 8 | 8 | 100,00 | 0,71 | 0,0888 |
| 2 | 7 | 7 | 100,00 | 0,4 | 0,0571 |
| 3 | 7 | 7 | 100,00 | 1,17 | 0,1671 |
| 4 | 6 | 6 | 100,00 | 0,64 | 0,1067 |
| 5 | 7 | 6 | 85,71 | 0,64 | 0,0914 |
| 6 | 7 | 6 | 85,71 | 0,72 | 0,1029 |
| 7 | 16 | 16 | 100,00 | 1,58 | 0,0988 |
| 8 | 7 | 7 | 100,00 | 0,62 | 0,0886 |
| 9 | 5 | 5 | 100,00 | 0,19 | 0,0380 |
| 10 | 7 | 7 | 100,00 | 0,59 | 0,0843 |
| 11 | 7 | 7 | 100,00 | 0,65 | 0,0929 |
| 12 | 7 | 7 | 100,00 | 0,92 | 0,1314 |
| 13 | 8 | 8 | 100,00 | 0,77 | 0,0963 |
| 14 | 22 | 22 | 100,00 | 3,39 | 0,1541 |
| 15 | 6 | 6 | 100,00 | 0,43 | 0,0717 |
| 16 | 7 | 6 | 85,71 | 0,35 | 0,0500 |
| 17 | 6 | 5 | 83,33 | 0,6 | 0,1000 |
| 18 | 8 | 8 | 100,00 | 1,38 | 0,1725 |
| 19 | 7 | 7 | 100,00 | 0,36 | 0,0514 |
| 20 | 5 | 5 | 100,00 | 0,48 | 0,0960 |
| 21 | 8 | 8 | 100,00 | 0,84 | 0,1050 |
| 22 | 7 | 7 | 100,00 | 0,49 | 0,0700 |
| 23 | 4 | 4 | 100,00 | 0,24 | 0,0600 |
| 24 | 9 | 9 | 100,00 | 0,72 | 0,0800 |
| 25 | 6 | 6 | 100,00 | 0,52 | 0,0867 |
| 26 | 8 | 8 | 100,00 | 1,56 | 0,1950 |
| 27 | 8 | 8 | 100,00 | 0,84 | 0,1050 |
| 28 | 6 | 6 | 100,00 | 0,44 | 0,0733 |
| 29 | 8 | 7 | 87,50 | 1,37 | 0,1713 |
| 30 | 7 | 7 | 100,00 | 0,55 | 0,0786 |
| 31 | 7 | 6 | 85,71 | 0,52 | 0,0743 |
| 32 | 8 | 7 | 87,50 | 0,69 | 0,0863 |
| 33 | 7 | 7 | 100,00 | 0,83 | 0,1186 |
| 34 | 6 | 6 | 100,00 | 0,63 | 0,1050 |
| 35 | 7 | 7 | 100,00 | 0,67 | 0,0957 |
| 36 | 8 | 8 | 100,00 | 1,35 | 0,1688 |
| 37 | 9 | 9 | 100,00 | 1,46 | 0,1622 |
| 38 | 6 | 6 | 100,00 | 0,8 | 0,1333 |
| 39 | 6 | 5 | 83,33 | 0,48 | 0,0800 |
| 40 | 7 | 5 | 71,43 | 0,16 | 0,0229 |
| 41 | 7 | 6 | 85,71 | 0,89 | 0,1271 |
| 42 | 7 | 6 | 85,71 | 0,67 | 0,0957 |
| 43 | 7 | 7 | 100,00 | 0,88 | 0,1257 |
| 44 | 6 | 5 | 83,33 | 0,71 | 0,1183 |
| 45 | 21 | 21 | 100,00 | 2,95 | 0,1405 |
| 46 | 18 | 18 | 100,00 | 2,15 | 0,1194 |
| 47 | 8 | 7 | 87,50 | 0,39 | 0,0488 |
| 48 | 9 | 8 | 88,89 | 0,7 | 0,0778 |
| 49 | 25 | 25 | 100,00 | 2,24 | 0,0896 |
| 50 | 7 | 7 | 100,00 | 0,56 | 0,0800 |

Z takto vytvořených tabulek jsem zpracovala další tabulky s hodnotami pro jednotlivé funkce stolu. V prvním sloupci tabulky 8 jsou jednotlivé sledované subjekty označené od 1 do 50, druhá řádka obsahuje celkový počet CBCT, které se danému subjektu dělali v průběhu jeho léčby. Zbylé sloupce znázorňují v kolika případech proběhlo dorovnání pacienta pomocí funkce uvedené v prvním řádku. V posledním řádku je pak celkový součet použití těchto funkcí.

Tabulka 9 vyjadřuje použití jednotlivých funkcí v procentech.

Tabulka 10 vyjadřuje průměr odchylek v ose dané funkce.

Tabulka 11 vyjadřuje hodnoty vypočtené pro všechny pacienty v jednotlivých osách. Druhý řádka vyjadřuje aritmetický průměr všech odchylek. Třetí řádek uvádí empirický rozptyl, tedy rozptyl souboru naměřených hodnot. A poslední řádek vyjadřuje směrodatnou odchylku souboru naměřených hodnot.

Tabulka 8 Číselně vyjádřené použití funkcí stolu

| Pacient | Počet CT | Pitch | Roll | Rnt | Vrt | Lng | Lat |
|---------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| 1 | 8 | 7 | 6 | 7 | 8 | 8 | 8 |
| 2 | 7 | 7 | 7 | 7 | 6 | 7 | 7 |
| 3 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| 4 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| 5 | 7 | 6 | 7 | 6 | 6 | 7 | 6 |
| 6 | 7 | 6 | 4 | 6 | 6 | 7 | 6 |
| 7 | 16 | 15 | 16 | 16 | 16 | 15 | 16 |
| 8 | 7 | 7 | 6 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| 9 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| 10 | 7 | 7 | 6 | 5 | 7 | 7 | 7 |
| 11 | 7 | 6 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| 12 | 7 | 6 | 7 | 5 | 7 | 7 | 7 |
| 13 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 |
| 14 | 22 | 22 | 22 | 22 | 21 | 21 | 22 |
| 15 | 6 | 6 | 5 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| 16 | 7 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| 17 | 6 | 5 | 5 | 5 | 6 | 6 | 5 |
| 18 | 8 | 7 | 6 | 8 | 8 | 8 | 8 |
| 19 | 7 | 7 | 6 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| 20 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| 21 | 8 | 8 | 8 | 7 | 8 | 8 | 8 |
| 22 | 7 | 6 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| 23 | 4 | 4 | 4 | 3 | 4 | 4 | 4 |
| 24 | 9 | 9 | 8 | 9 | 9 | 8 | 9 |
| 25 | 6 | 6 | 6 | 5 | 6 | 6 | 6 |
| 26 | 8 | 7 | 7 | 6 | 8 | 8 | 8 |
| 27 | 8 | 8 | 8 | 7 | 7 | 8 | 8 |
| 28 | 6 | 6 | 5 | 5 | 6 | 6 | 6 |
| 29 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 | 7 |
| 30 | 7 | 6 | 7 | 7 | 7 | 6 | 7 |
| 31 | 7 | 6 | 5 | 4 | 7 | 7 | 6 |
| 32 | 8 | 8 | 6 | 8 | 8 | 8 | 7 |
| 33 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 6 | 7 |
| 34 | 6 | 6 | 6 | 5 | 6 | 6 | 6 |
| 35 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| 36 | 8 | 8 | 6 | 8 | 8 | 8 | 8 |
| 37 | 9 | 9 | 9 | 9 | 9 | 9 | 9 |
| 38 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| 39 | 6 | 5 | 6 | 3 | 6 | 6 | 5 |
| 40 | 7 | 7 | 7 | 7 | 6 | 7 | 5 |
| 41 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 6 |
| 42 | 7 | 7 | 5 | 7 | 7 | 7 | 6 |
| 43 | 7 | 4 | 6 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| 44 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 | 5 |
| 45 | 21 | 20 | 20 | 20 | 21 | 21 | 21 |
| 46 | 18 | 17 | 17 | 16 | 18 | 17 | 18 |
| 47 | 8 | 8 | 7 | 7 | 7 | 8 | 7 |
| 48 | 9 | 9 | 9 | 9 | 9 | 9 | 8 |
| 49 | 25 | 24 | 25 | 25 | 25 | 24 | 25 |
| 50 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 6 | 7 |
| Součet | 417 | 397 | 389 | 390 | 409 | 408 | 402 |

Tabulka 9 Procentuální vyjádření použití funkcí stolu

| Pacient | Počet CT | Pitch použito v % | Roll použito v % | Rnt použito v % | Vrt použito v % | Lng použito v % | Lat použito v % |
|---------------|------------|-------------------------|------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| 1 | 8 | 87,50 | 75,00 | 87,50 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 2 | 7 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 85,71 | 100,00 | 100,00 |
| 3 | 7 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 4 | 6 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 5 | 7 | 85,71 | 100,00 | 85,71 | 85,71 | 100,00 | 85,71 |
| 6 | 7 | 85,71 | 57,14 | 85,71 | 85,71 | 100,00 | 85,71 |
| 7 | 16 | 93,75 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 93,75 | 100,00 |
| 8 | 7 | 100,00 | 85,71 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 9 | 5 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 10 | 7 | 100,00 | 85,71 | 71,43 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 11 | 7 | 85,71 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 12 | 7 | 85,71 | 100,00 | 71,43 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 13 | 8 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 14 | 22 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 95,45 | 95,45 | 100,00 |
| 15 | 6 | 100,00 | 83,33 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 16 | 7 | 85,71 | 85,71 | 85,71 | 85,71 | 85,71 | 85,71 |
| 17 | 6 | 83,33 | 83,33 | 83,33 | 100,00 | 100,00 | 83,33 |
| 18 | 8 | 87,50 | 75,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 19 | 7 | 100,00 | 85,71 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 20 | 5 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 21 | 8 | 100,00 | 100,00 | 87,50 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 22 | 7 | 85,71 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 23 | 4 | 100,00 | 100,00 | 75,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 24 | 9 | 100,00 | 88,89 | 100,00 | 100,00 | 88,89 | 100,00 |
| 25 | 6 | 100,00 | 100,00 | 83,33 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 26 | 8 | 87,50 | 87,50 | 75,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 27 | 8 | 100,00 | 100,00 | 87,50 | 87,50 | 100,00 | 100,00 |
| 28 | 6 | 100,00 | 83,33 | 83,33 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 29 | 8 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 87,50 |
| 30 | 7 | 85,71 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 85,71 | 100,00 |
| 31 | 7 | 85,71 | 71,43 | 57,14 | 100,00 | 100,00 | 85,71 |
| 32 | 8 | 100,00 | 75,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 87,50 |
| 33 | 7 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 85,71 | 100,00 |
| 34 | 6 | 100,00 | 100,00 | 83,33 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 35 | 7 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 36 | 8 | 100,00 | 75,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 37 | 9 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 38 | 6 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 39 | 6 | 83,33 | 100,00 | 50,00 | 100,00 | 100,00 | 83,33 |
| 40 | 7 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 85,71 | 100,00 | 71,43 |
| 41 | 7 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 85,71 |
| 42 | 7 | 100,00 | 71,43 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 85,71 |
| 43 | 7 | 57,14 | 85,71 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 44 | 6 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 83,33 |
| 45 | 21 | 95,24 | 95,24 | 95,24 | 100,00 | 100,00 | 100,00 |
| 46 | 18 | 94,44 | 94,44 | 88,89 | 100,00 | 94,44 | 100,00 |
| 47 | 8 | 100,00 | 87,50 | 87,50 | 87,50 | 100,00 | 87,50 |
| 48 | 9 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 88,89 |
| 49 | 25 | 96,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 96,00 | 100,00 |
| 50 | 7 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 100,00 | 85,71 | 100,00 |
| Celkem | 417 | 95,03% | 92,64% | 92,49% | 97,98% | 98,23% | 95,74% |

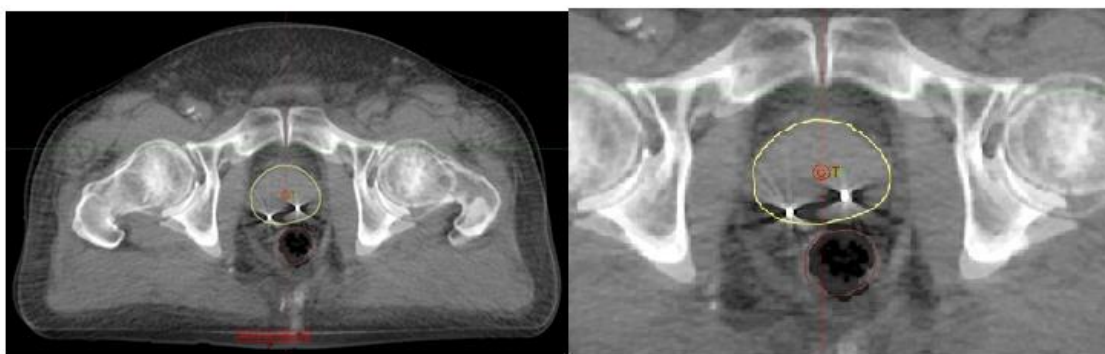
Tabulka 10 Průměr odchylek v daném směru

| Pacient | Počet CT | Pitch | Roll | Rnt | Vrt | Lng | Lat |
|---------|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 8 | 0,8125 | 0,9375 | 0,7125 | 0,1813 | 0,1650 | 0,0888 |
| 2 | 7 | 0,9000 | 0,6429 | 0,3571 | 0,1686 | 0,1400 | 0,0571 |
| 3 | 7 | 0,9000 | 1,8857 | 0,7857 | 0,0800 | 0,2600 | 0,1671 |
| 4 | 6 | 1,4333 | 0,6500 | 0,7667 | 0,0933 | 0,0683 | 0,1067 |
| 5 | 7 | 0,4286 | 0,7000 | 0,4143 | 0,1257 | 0,1457 | 0,0914 |
| 6 | 7 | 0,9571 | 0,6571 | 1,0143 | 0,1771 | 0,1414 | 0,1029 |
| 7 | 16 | 1,3375 | 0,7813 | 1,2563 | 0,1419 | 0,1438 | 0,0988 |
| 8 | 7 | 0,7857 | 0,2429 | 0,4571 | 0,1414 | 0,1129 | 0,0886 |
| 9 | 5 | 1,0600 | 0,7800 | 0,8800 | 0,1120 | 0,1600 | 0,0380 |
| 10 | 7 | 1,0429 | 1,0286 | 0,4857 | 0,2200 | 0,1057 | 0,0843 |
| 11 | 7 | 1,1714 | 0,9429 | 0,2857 | 0,0957 | 0,0529 | 0,0929 |
| 12 | 7 | 0,7714 | 0,8143 | 0,6000 | 0,1743 | 0,0786 | 0,1314 |
| 13 | 8 | 0,3625 | 1,0000 | 0,7875 | 0,4025 | 0,4525 | 0,0963 |
| 14 | 22 | 1,0455 | 0,4682 | 1,6909 | 0,5073 | 0,4641 | 0,1541 |
| 15 | 6 | 1,7000 | 0,5500 | 1,0500 | 0,1500 | 0,2783 | 0,0717 |
| 16 | 7 | 1,7286 | 1,3000 | 0,6571 | 0,2586 | 0,2943 | 0,0500 |
| 17 | 6 | 0,5167 | 1,2667 | 0,5500 | 0,1067 | 0,1000 | 0,1000 |
| 18 | 8 | 0,6125 | 0,3875 | 0,9000 | 0,4600 | 0,3288 | 0,1725 |
| 19 | 7 | 0,6714 | 0,3429 | 0,9857 | 0,0743 | 0,0771 | 0,0514 |
| 20 | 5 | 0,5000 | 0,6200 | 0,4400 | 0,1120 | 0,0940 | 0,0960 |
| 21 | 8 | 0,5250 | 1,0000 | 0,4875 | 0,1125 | 0,0825 | 0,1050 |
| 22 | 7 | 1,7286 | 0,7857 | 1,1571 | 0,1814 | 0,2900 | 0,0700 |
| 23 | 4 | 1,0500 | 2,4750 | 0,3750 | 0,1525 | 0,0750 | 0,0600 |
| 24 | 9 | 0,9778 | 0,7778 | 0,5778 | 0,1433 | 0,0733 | 0,0800 |
| 25 | 6 | 0,6833 | 2,0500 | 0,8000 | 0,1317 | 0,1000 | 0,0867 |
| 26 | 8 | 1,7500 | 1,0750 | 1,0500 | 0,2938 | 0,1838 | 0,1950 |
| 27 | 8 | 1,3500 | 2,0750 | 0,6000 | 0,1050 | 0,1638 | 0,1050 |
| 28 | 6 | 1,1333 | 0,7000 | 0,7333 | 0,3050 | 0,2367 | 0,0733 |
| 29 | 8 | 0,6625 | 0,6750 | 1,4625 | 0,3900 | 0,3700 | 0,1713 |
| 30 | 7 | 0,7286 | 0,8429 | 0,4571 | 0,3543 | 0,2486 | 0,0786 |
| 31 | 7 | 0,5857 | 0,2571 | 0,3286 | 0,2071 | 0,0700 | 0,0743 |
| 32 | 8 | 0,4000 | 1,7250 | 0,6750 | 0,2888 | 0,2063 | 0,0863 |
| 33 | 7 | 0,4714 | 1,0143 | 0,3286 | 0,4029 | 0,1086 | 0,1186 |
| 34 | 6 | 0,6667 | 0,5333 | 0,4000 | 0,0667 | 0,1467 | 0,1050 |
| 35 | 7 | 0,9571 | 2,3714 | 0,7571 | 0,2457 | 0,1943 | 0,0957 |
| 36 | 8 | 0,8375 | 0,3625 | 0,2875 | 0,2963 | 0,1588 | 0,1688 |
| 37 | 9 | 0,8778 | 2,0222 | 0,7778 | 0,2667 | 0,1622 | 0,1622 |
| 38 | 6 | 0,8500 | 0,6333 | 1,8833 | 0,0533 | 0,1983 | 0,1333 |
| 39 | 6 | 1,2167 | 1,5833 | 0,5167 | 0,3450 | 0,3950 | 0,0800 |
| 40 | 7 | 1,2429 | 0,9143 | 0,2857 | 0,0943 | 0,1200 | 0,0229 |
| 41 | 7 | 0,5143 | 1,0286 | 0,6143 | 0,2443 | 0,2186 | 0,1271 |
| 42 | 7 | 0,9000 | 0,4857 | 0,6714 | 0,2286 | 0,1271 | 0,0957 |
| 43 | 7 | 0,5571 | 0,3714 | 0,7429 | 0,0600 | 0,1000 | 0,1257 |
| 44 | 6 | 1,1833 | 0,8667 | 0,7000 | 0,2250 | 0,1650 | 0,1183 |
| 45 | 21 | 1,2571 | 1,3762 | 0,9619 | 0,4348 | 0,3057 | 0,1405 |
| 46 | 18 | 1,1500 | 0,7889 | 0,5833 | 0,4550 | 0,6722 | 0,1194 |
| 47 | 8 | 0,7875 | 0,6875 | 0,5500 | 0,1150 | 0,1500 | 0,0488 |
| 48 | 9 | 0,8889 | 0,9556 | 2,1111 | 0,2256 | 0,1744 | 0,0778 |
| 49 | 25 | 1,0160 | 0,7400 | 0,8360 | 0,5500 | 0,2880 | 0,0896 |
| 50 | 7 | 1,2000 | 0,7286 | 0,7143 | 0,2571 | 0,1843 | 0,0800 |

Tabulka 11 Uvedené hodnoty platí pro celý soubor pacientů

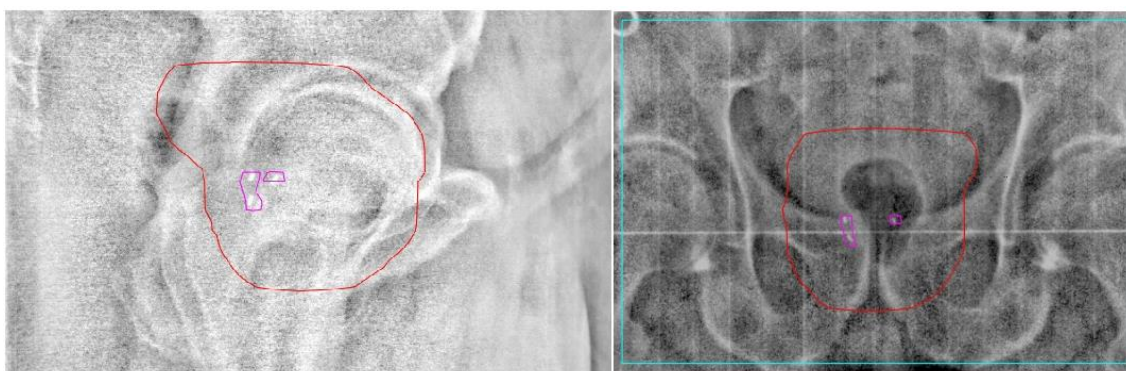
| | Pitch (°) | Roll(°) | Rnt (°) | Vrt (cm) | Lng (cm) | Lat (cm) |
|---------------------|-----------|---------|---------|----------|----------|----------|
| Aritmetický průměr | 0,9377 | 0,9580 | 0,7501 | 0,2203 | 0,1926 | 0,1007 |
| Empirický rozptyl | 0,1260 | 0,2887 | 0,1515 | 0,0160 | 0,0145 | 0,0014 |
| Směrodatná odchylka | 0,3550 | 0,5373 | 0,3892 | 0,1265 | 0,1204 | 0,0371 |

Současně s těmito hodnotami jsem také sledovala použití kontrastních markerů nebo-li zrn (obr. 19 a 20), ta byla použita u 4 pacientů z 50. K rychlejšímu dorovnání může posloužit také kalcifikace (kontrastní zvápenatělá struktura) poblíž nebo nejlépe přímo v ozařovaném objemu, které se objevily u dalších 8 pacientů.



Obrázek 19 CBCT aplikované markery (zrna)

Zdroj: vlastní (Aria, NČB: Oddělení Radioterapie)



Obrázek 20 Zrna na portálovém zobrazení

Zdroj: vlastní (Aria, NČB: Oddělení Radioterapie)

3.1 Výsledky četnosti využití korekce nastavení ozařovaného objemu

Pro zhodnocení této otázky jsem využila procentuální vyjádření funkce Pitch a Roll (viz. Tabulka 12). Je zde uvedeno v kolika procentech byla provedena korekce nastavení pro jednotlivé pacienty. poslední řádek vyjadřuje průměrné využití dané funkce stolu u všech 50 pacientů. Pro porovnání s ostatními funkcemi stolu:

- Nejčastěji využívaná funkce – Lng (tedy longitudinální osa) byla použita v 98,23%
- Vrt (tedy vertikální osa) byla užita v 97,98%
- Lat (tedy laterární) byla užita v 95,74 %
- Pitch (nová funkce pohybu stolu) byla použita v 95,03 %
- Roll (také nová funkce) byla použita v 92,64 %
- Nejméně využita funkce - Rnt (tedy rotace stolu) byla užita v 92,49 %

Na základě těchto výsledků je patrné, že se korekce pozice ozařovaného objemu využívá hojně. A ani využití nových funkcí pohybu stolu nekleslo pod 90%.

Tabulka 12 Procentuální vyjádření četnosti použití funkce Pitch a Roll

| Pacient | Počet CT | Pitch použito v % | Roll použito v % |
|---------|----------|-------------------|------------------|
| 1 | 8 | 87,50 | 75,00 |
| 2 | 7 | 100,00 | 100,00 |
| 3 | 7 | 100,00 | 100,00 |
| 4 | 6 | 100,00 | 100,00 |
| 5 | 7 | 85,71 | 100,00 |
| 6 | 7 | 85,71 | 57,14 |
| 7 | 16 | 93,75 | 100,00 |
| 8 | 7 | 100,00 | 85,71 |
| 9 | 5 | 100,00 | 100,00 |
| 10 | 7 | 100,00 | 85,71 |
| 11 | 7 | 85,71 | 100,00 |
| 12 | 7 | 85,71 | 100,00 |
| 13 | 8 | 100,00 | 100,00 |
| 14 | 22 | 100,00 | 100,00 |
| 15 | 6 | 100,00 | 83,33 |
| 16 | 7 | 85,71 | 85,71 |
| 17 | 6 | 83,33 | 83,33 |
| 18 | 8 | 87,50 | 75,00 |
| 19 | 7 | 100,00 | 85,71 |
| 20 | 5 | 100,00 | 100,00 |
| 21 | 8 | 100,00 | 100,00 |

| | | | |
|---------------|------------|---------------|---------------|
| 22 | 7 | 85,71 | 100,00 |
| 23 | 4 | 100,00 | 100,00 |
| 24 | 9 | 100,00 | 88,89 |
| 25 | 6 | 100,00 | 100,00 |
| 26 | 8 | 87,50 | 87,50 |
| 27 | 8 | 100,00 | 100,00 |
| 28 | 6 | 100,00 | 83,33 |
| 29 | 8 | 100,00 | 100,00 |
| 30 | 7 | 85,71 | 100,00 |
| 31 | 7 | 85,71 | 71,43 |
| 32 | 8 | 100,00 | 75,00 |
| 33 | 7 | 100,00 | 100,00 |
| 34 | 6 | 100,00 | 100,00 |
| 35 | 7 | 100,00 | 100,00 |
| 36 | 8 | 100,00 | 75,00 |
| 37 | 9 | 100,00 | 100,00 |
| 38 | 6 | 100,00 | 100,00 |
| 39 | 6 | 83,33 | 100,00 |
| 40 | 7 | 100,00 | 100,00 |
| 41 | 7 | 100,00 | 100,00 |
| 42 | 7 | 100,00 | 71,43 |
| 43 | 7 | 57,14 | 85,71 |
| 44 | 6 | 100,00 | 100,00 |
| 45 | 21 | 95,24 | 95,24 |
| 46 | 18 | 94,44 | 94,44 |
| 47 | 8 | 100,00 | 87,50 |
| 48 | 9 | 100,00 | 100,00 |
| 49 | 25 | 96,00 | 100,00 |
| 50 | 7 | 100,00 | 100,00 |
| Celkem | 417 | 95,03% | 92,64% |

3.2 Výsledky frekvencí zobrazování na CBCT

Celkem bylo u vybraných pacientů zhotoveno 417 CBCT vyšetření, které byli vyhodnoceny. U pacientů ozařovaných na oblast prostaty se před jednotlivým ozářením provádí verifikační kilovoltážní a MV portálový, snímek a ručně se pacient dorovná podle kostěných struktur či implantovaných zrn. Frekvence zobrazování pomocí CBCT (procentuální rozdělení pacientů s danou frekvencí verifikačního snímkování viz. Tabulka 13) se provádí na základě mnoha faktorů. Na oddělení radioterapie v NČB se u nových pacientů provádí CBCT při prvním nastavení a v prvním týdnu ozařování dohromady třikrát. Pokud je pacient schopný dodržovat přípravu (plný močový měchýř a vyprázdněná střeva) provádí se u něj zobrazení jedenkrát týdně, což celkově odpovídá 7-9 provedených CBCT v průběhu léčby. Tato frekvence by se dala považovat za

standardní verifikační zobrazování. Odpovídá tomu také to, že z pozorovaných 50 pacientů mělo 33 subjektů provedeno 7-9 CBCT. U nižšího počtu provedených CBCT v rozmezí 4-6, lze předpokládat, že nebylo možné zhotovit více verifikací např. z technických důvodů. Takto nízký počet verifikačních CBCT byl proveden u 12 pacientů.

U pacientů, kteří nejsou schopni dodržet přípravu nebo se jim mění poloha prostaty bez závislosti na náplni močového měchýře, se provádí verifikační CBCT denně. V tomto případě se u pozorovaného souboru pacientů provádělo CBCT v rozmezí 16-25 během léčby, a to konkrétně u 5 pacientů z 50, což odpovídá 10 % z pozorovaného souboru.

Tabulka 13 Procentuální vyjádření různých frekvencí zobrazování na CBCT

| Počet CBCT | Počet pacientů | V procentech |
|------------|----------------|--------------|
| 4 - 6 | 12 | 24 % |
| 7 - 9 | 33 | 66 % |
| 10 - 15 | 0 | 0 % |
| 16 - 25 | 5 | 10 % |

4 DISKUZE

Tato bakalářská práce se zabývá verifikací v radioterapii. Cílem teoretické části práce bylo představení zobrazovacích technologií využívaných pro verifikaci v nastavení cílového objemu. Cílem praktické části práce bylo vyhodnocení odchylek v nastavení pozice cílového objemu při IMRT ozařování prostaty. V rámci praktické části byly pozorovány hodnoty odchylek v pozici cílového objemu u náhodně vybraných 50 pacientů, kteří absolvovali léčbu zářením na oblast prostaty v průběhu roku 2018 na radioterapeutickém oddělení NEMČB. Těmto pacientům byly každodenně prováděny snímky v předozadní a bočné projekci s pomocí kilovoltážní rentgenky a megavoltážního svazku, dále jim bylo ve stanoveném verifikačním režimu prováděno CBCT, kde se kromě přesnosti zaměření cílového objemu hodnotila i příprava pacienta na ozáření a aktuální pozice prostaty a kritických orgánů.

Na oddělení radioterapie NEMČB v současnosti využívají jako standardní frekvenci zobrazování pomocí CBCT následující schéma: v prvním týdnu ozařování se provádí CBCT verifikace třikrát, poprvé v rámci prvního nastavení, dále se pak standardně provádí CBCT jedenkrát týdně v průběhu celé ozařovací série a při změně v ozařovacím plánu. Vyhodnocení CBCT je vždy přítomen ošetřující lékař, který musí schválit navrhované korekce v nastavení polohy cílového objemu. Takto probíhá verifikace u pacientů, kteří jsou bez větších problémů schopni dodržovat přípravu před ozařováním. Samozřejmě každé frakci ozáření předchází zmiňované MV-kV snímkování, které je následně vyhodnoceno a korigováno v první řadě na pozici kostních struktur, event. implantované markery.

U pozorovaného souboru 50 pacientů bylo celkově provedeno 417 zobrazení na CBCT. Z tohoto souboru bylo ozařováno s denním CBCT celkem 10 % pacientů, u ostatních byl praktikován standardní zobrazovací režim.

V rámci výzkumné otázky bylo především pozorováno, zda a jak často je využívána korekce nastavení ozařovaného objemu pomocí nových funkcí stolu Pitch a Roll, a dále jaké procento pacientů ze zkoumaného souboru bylo ozářeno s denní verifikací pomocí CBCT.

Data byla shromážděna podle plánu v NEMČB ze systému Aria, kde se mj. nachází ozařovací plán, veškerá elektronická dokumentace o proběhlých frakcích ozařování, lokalizační, simulační a verifikační snímky. Mimo výzkumné otázky bylo pozorováno,

u kolika pacientů se pro potřeby verifikace v prostatě vyskytují implantovaná kontrastní zrna. K mému překvapení tyto markery byly implantovány pouze u 4 subjektů z pozorovaných 50. Podle mého názoru je to vzhledem k výhodám v přesnosti vyhodnocení verifikačních snímků, které tyto markery poskytují, pouze malá část pacientů. Zrna jsou implantována přímo v prostatě, proto poskytují přesnější informaci o její aktuální pozici, na rozdíl od vyhodnocení na základě kostních struktur nebo ostatních měkkých tkání z celého PTV. I když se pro potřeby verifikace využívají i kalcifikace v prostatě a jejím přilehlém okolí, přesto se domnívám, že by se tyto markery měly využívat hojněji, nejen u vytipovaných pacientů s pohyblivou prostatou.

Odpověď na otázku, jak často je využívána korekce nastavení cílového objemu za pomoci nových funkcí stolu Pitch a Roll, vyplynula již při sběru dat pro potřeby zpracování bakalářské práce. Vzhledem k využití moderních ozařovacích metod, kterým je i sledované IGRT prostaty, je nezbytné využít maximum technických vymožeností, které moderní ozařovací technika poskytuje. Není tedy překvapujícím zjištěním, že použití korekce nastavení cílového objemu s využitím funkcí Pitch a Roll je velmi časté. Konkrétně funkce Pitch byla použita v 95,03 % sledovaných vyšetření, funkce Roll byla využita v 92,64 % verifikačního CBCT. Tyto funkce naklání ozařovací stůl s pacientem v jeho dlouhé ose (Pitch) a do boků (Roll). Další pohybové funkce stolu (Vrt, Lng, Lat a Rtn) pak byly použity ještě častěji, skoro ve sto procentech korekcí polohy cílového objemu. Dohromady zjištěná čísla svědčí o faktu, že obsluhující personál dobře pochopil a maximálně využívá možnosti zobrazovacích technologií svého ozařovacího přístroje.

Nashromážděné hodnoty odchylek pro korekci nastavení cílového objemu jsou velmi rozmanité, a liší se i v rámci verifikačního zobrazování u jednotlivých pacientů, mezi frakcemi. Tyto odchylky pro funkci stolu Pitch mají průměrnou hodnotu 0,938 ve ° a pro funkci Roll je průměrná hodnota 0,958 ve °, oba průměry tedy nepřesáhly hodnotu 1°. Tyto hodnoty nejsou dle mého názoru vysoké, ale pro korekci nastavení ozařovaného objemu mohou být i takto malé odchylky zásadní. Při plánování moderních ozařovacích technik jsou zakreslovány cílové objemy s menšími ochrannými lemy. Proto je o to větší důraz kladen na preciznost zaměření cílového objemu a dodržení ozařovacích podmínek, aby nenastalo ani poddávkování cílového objemu, což může být příčinou vzniku recidivy onemocnění, ani přezáření cílového objemu, způsobujících pacientovi chronické nežádoucí účinky ozařování.

K další diskuzi vybízí otázka, jak často jsou prováděny CBCT verifikace u pacientů s implantovanými kontrastními markery, které usnadňují a zpřesňují proces vyhodnocení verifikačních snímků. Z tabulek vytvořených pro jednotlivé subjekty vyplynulo, že 4 pacienti, u kterých byla tato zrna použita, měli v průběhu léčby 5 – 8 zhotovených CBCT, tedy rozhodně neměli každodenní CBCT verifikaci. Tato skutečnost může otevírat otázku, jakým způsobem jsou vybíráni pacienti, kterým jsou markery implantovány. Z informací poskytnutých obsluhujícím personálem vyplynulo, že markery jsou implantovány především těm pacientům, kterým byl při lokalizačním CT a MR vyšetření zjištěn posun prostaty beze změny náplně kritických orgánů. Osobně bych markery ráda viděla nejen u těchto pacientů, ale nejlépe u každého nemocného, nebo alespoň u mladších pacientů a pacientů s příznivější prognózou. Implantace těchto markerů by v konečném důsledku možná mohla o něco snížit počet prováděných CBCT u jednoho pacienta.

5 ZÁVĚR

Verifikace nastavení cílového objemu je nezbytnou součástí moderní radioterapie. Cílem práce bylo shrnutí zobrazovacích technologií využívaných pro verifikaci cílového objemu v radioterapii, cílem praktické části práce byla analýza odchylek, které byly zjištěny při korekci nastavení cílového objemu u pacientů ozařovaných technikou IMRT na oblast prostaty s ohledem na využití nových funkcí ozařovacího stolu. Všechny stanovené cíle práce byly splněny.

První výzkumnou otázkou bylo, jak často je nutné korigovat nastavení ozařovaného objemu pomocí funkce stolu Pitch a Roll. Druhá výzkumná otázka byla zaměřena na téma současných standardů ve frekvenci zobrazování na CBCT na oddělení radioterapie NEMČB, s cílem zjistit, jaké procento pacientů je ozařováno s denním CBCT.

Z výsledků analyzovaného souboru pacientů vyplynulo, že četnost využití korekce nastavení cílového objemu pomocí novějších funkcí stolu Pitch a Roll je velmi vysoká. U pozorovaného souboru 50 pacientů, kteří byli léčeni v průběhu roku 2018, byla funkce stolu Pitch použita konkrétně v 397 případech z celkově 417 zhotovených verifikačních CBCT, tedy v 95,03 % vyhodnocení. Funkce stolu Roll pak byla využita v 389 případech z 417 CBCT, tedy v 92,64 % vyhodnocení.

Na oddělení radioterapie NEMČB je v současnosti aplikováno jako standardní frekvence zobrazování pomocí CBCT následující schéma: v prvním týdnu ozařování je provedena CBCT verifikace třikrát, poprvé v rámci prvního nastavení, dále se pak standardně provádí CBCT jedenkrát týdně v průběhu celé ozařovací série a při změně v ozařovacím plánu. Je tedy zhotoveno celkem 7 - 10 CBCT během léčby. Vyhodnocení CBCT je vždy přítomen ošetřující lékař, který musí schválit navrhované korekce v nastavení polohy cílového objemu. Takto probíhá verifikace u pacientů, kteří jsou bez větších problémů schopni dodržovat přípravu před ozařováním. Samozřejmě každé frakci ozáření předchází zmiňované MV-kV snímkování, které je následně vyhodnoceno a korigováno v první řadě na pozici kostních struktur, event. implantované markery. Z celého souboru 50 pacientů bylo jen 5 subjektů, u kterých byla CBCT verifikace provedena každodenně nebo v intenzivnějším alternativním režimu. U těchto pacientů bylo CBCT provedeno v rozmezí 16 – 25 verifikací v průběhu ozařovací série.

Obrazové verifikační procesy v radioterapii jsou poměrně časově náročné, vyžadují odpovídající technické vybavení oddělení, jsou také kladeny zvýšené nároky na

obsluhující personál, nemluvě o zvýšení dávky záření pro ozařovaného pacienta. Jsou ale nedílnou součástí moderních radioterapeutických postupů a musí být prováděny v plně definované míře. Za velmi pozitivní zjištění považuji fakt, že sledované oddělení plně využívá technické možnosti svého pracoviště ve smyslu využití nových funkcí v pohybu ozařovacího stolu.

Při získávání podkladů pro zpracování bakalářské práce jsem se blíže seznámila s tématem kontrastních markerů implantovaných pacientům a jejich využitím pro konkrétní nádorová onemocnění. Komplexní informace o využívání markerů (zrn) v radioterapii jsou dle mého názoru zajímavým a stále málo zpracovaným tématem. Domnívám se, že by bylo vhodné věnovat tomuto tématu více pozornosti a snažit se o bližší a intenzivnější spolupráci s urologickými pracovišti. Jako možné ideální řešení se nabízí domlouvání implantace markerů do prostaty již při rozhodnutí o indikaci k radioterapii v onkologickém týmu každému pacientovi s onemocněním karcinomem prostaty.

6 SEZNAM INFORMAČNÍCH ZDROJŮ

Amedis: brožura Gammacell® 1000 Elite / 3000 Elan [online], 2013. [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <http://www.amedis.cz/produkt/ozarovac-krve-193/>

BERKOVSKÝ, Petr, 2017. *Přístrojová technika v radioterapii. (poznámky z přednášek)*. České Budějovice ZSF-JČU.

BINAROVÁ, Andrea, 2010. *Radioterapie*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií. ISBN 978-80-7368-701-4.

Elekta: Clarity® [online], [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: www.elekta.com/software-solutions/treatment-management/imaging/clarity.html#clarity-related

HYNKOVÁ, L., H. DOLEŽALOVÁ a P. ŠLAMPA, 2016. *Radioterapie - učební texty pro studenty 5. roč. LF MU Brno* [online]. Brno [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <https://www.mou.cz/radioterapie-ucebni-texty-pro-studenty-5-roc-lf-mu-brno/f16>

KUBECOVÁ, Martina, ©2011. *ONKOLOGIE: Učební texty pro studenty 3. lékařské fakulty UK*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta. ISBN 978-80-254-9742-5. Dostupné také z: www.lf3.cuni.cz/3LF-806-version1-kubecova_onkologie.pdf

LIŠČÁK, Roman, 2009. *Radiochirurgie gama nožem: principy a neurochirurgické aplikace*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2350-1.

MACHÁŇOVÁ, M., KOHOUTEK, M. Obrazem řízená radioterapie, poznatky z ESTRO kurzu. In PETERA, Jiří, et al. *Radiační onkologie 2007: 3. konference Společnosti radiační onkologie, biologie a fyziky 16.-17. února 2007 a 1. konference všeobecných sester a radiologických asistentů Hradec Králové 16. února 2007*. 1. vyd. Hradec Králové: Klinika onkologie a radioterapie LFUK a FN Hradec Králové, 2007. Verifikace a zobrazování v radiační onkologii. s. 68-71. ISBN 978-80-239-8217-6.

Moderní radioterapie - Lamelový kolimátor, *TRANSKONTAKT-MEDICAL: Autorizovaný distributor zdravotnických přístrojů* [online]. [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: <http://www.medicaltk.com/produkty/lamelovy-kolimator-12.html>

MRI-guided Radiation Therapy, In: *INTonline* [online]. 2017 [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <https://www.itnonline.com/article/mri-guided-radiation-therapy-0>

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ, 2007. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 978-80-7368-335-1.

NEUWIRTH, Jiří, Pavel FENCL a Daniel ZOUBEK, 2018. *KOMPENDIUM onkologického zobrazování*. ISBN 978-80-903322-9-4.

ODRÁŽKA, Karel, Martin DOLEŽAL a Jaroslav VAŇÁSEK, 2010. *Česká urologie: Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty* [online]. Praha, **14**(2) [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <http://czechurol.cz/pdfs/cur/2010/02/03.pdf>

PODGORSAK, E. B., ©2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Austria: IAEA. ISBN 92–0–107304–6.

SOUMAROVÁ, Renata, Hana PERKOVÁ, Tomáš BLAŽEK, Luboš HOMOLA, Stanislav MACHALA a Halina RICHTEROVÁ, 2012. Možnosti radioterapie karcinomu prostaty. *Urologie pro praxi*. Solen, **2012**(5), 7. Dostupné také z: <https://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2012/05/02.pdf>

SOUMAROVÁ, Renata, 2018. Brachyterapie karcinomu prostaty ve světle nových doporučení. *Onkologie*. Solen, **2018**(2), 4. Dostupné také z: <https://www.onkologiecs.cz/archive.php>

STÝBLOVÁ, Eva, 2018. *Radioterapie 2. (přednášky 1 až 9)*. České Budějovice ZSF-JČU.

SÚJB: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, *Radiační ochrana: Doporučení zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii, Lineární urychlovače používané v radioterapii* [online]. 2015, 66 [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/Doporuc_LU_RT_def.pdf

SÚRO, Státní ústav radiační ochrany v. v. i.: *Lékařské ozáření* [online], 2019. Praha [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/lekarske>

ŠLAMPA, Pavel, 2005. *Stereotaktická radiochirurgie a radioterapie pomocí mMLC: 2005 XXIX. Brněnské onkologické dny a XIX. Konference pro sestry a laboranty* [online]. Brno [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/lekar-a-multidisciplinari-tym/kongresy/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/stereotakticka-radiochirurgie-a-radioterapie-pomoci-mmlc/>

ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA, c2007. *Radiační onkologie*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-469-0.

ŠLAMPA, Pavel, 2014. *Radiační onkologie v praxi*. 4. aktualizované vydání. Brno: Masarykův onkologický ústav. ISBN 978-80-86793-34-4.

SOUMAROVÁ, Renata, Hana PERKOVÁ, Tomáš BLAŽEK, Luboš HOMOLA, Stanislav MACHALA a Halina RICHTEROVÁ, 2012. Možnosti radioterapie karcinomu prostaty. *Urologie pro praxi*. **2012**(5), 7.

Techniky, *Radiologický asistent* [online]. [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>

ULLMANN, Vojtěch, *Astro Nukl Fyzika* [online]. [cit. 2019-01-16]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>

Varian: TrueBeam, *Varian* [online]. [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>

Velký lékařský slovník [online], 2019. Praha [cit. 2019-04-22]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/>

Věstník Ministerstva zdravotnictví č. 6/2015, částka 6. Dostupné také z:
https://www.mzcr.cz/dokumenty/radiologicka-fyzika_8772_3050_3.html

Zákon č. 263/2016 SB., Atomový zákon, In: Sbírka zákonů České republiky, částka 102.
ISSN 1211-1244.

ZÁŠKODNÝ, Přemysl, Renata HAVRÁNKOVÁ, Jiří HAVRÁNEK a Vladimír VURM,
2016. *Základy statistiky: S aplikací na zdravotnictví*. Třetí. Curriculum. ISBN 978-80-
87894-12-5. Dostupné také z: <https://sites.google.com/site/csrggroup/textbook/>

7 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 LU TrueBeam od firmy Varian

Obrázek 2 MLC

Obrázek 3 Objemy

Obrázek 4 Simulátor Acuity od firmy Varian

Obrázek 5 kV snímky předozadní a bočný snímek

Obrázek 6 CBCT transverzální řez

Obrázek 7 Clarity

Obrázek 8 IGRT pomocí ultrazvuku

Obrázek 9 Kvalita snímku CBCT vz. MRgRT

Obrázek 10 Ozařování z jednoho pole

Obrázek 11 Dvě konvergentní pole (vlevo) a dvě tangenciální pole (vpravo)

Obrázek 12 T technika (vlevo), Y technika (vpravo)

Obrázek 13 Tři šikmá pole

Obrázek 14 Technika BOX (vlevo), Technika křížového ohně(vpravo)

Obrázek 15 Technika mantel field (vlevo) a Invertované Y (vpravo)

Obrázek 16 Pacient v ozařovací pozici na točně

Obrázek 17 MVCT obrazy pánve

Obrázek 18 Tabulka z programu Aria

Obrázek 19 CBCT aplikované markery (zrna)

Obrázek 20 Zrna na portálovém zobrazení

8 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Subjekt č. 1

Tabulka 2 Funkce Pitch

Tabulka 3 Funkce Roll

Tabulka 4 Funkce Rnt

Tabulka 5 Funkce Vrt

Tabulka 6 Funkce Lng

Tabulka 7 Funkce Lat

Tabulka 8 Číselně vyjádřené použití funkcí stolu

Tabulka 9 Procentuální vyjádření použití funkcí stolu

Tabulka 10 Průměr odchylek v daném směru

Tabulka 11 Uvedené hodnoty platí pro celý soubor pacientů

Tabulka 12 Procentuální vyjádření četnosti použití funkce Pitch a Roll

Tabulka 13 Procentuální vyjádření různých frekvencí zobrazování na CBCT

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

IMRT – Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku

CT – Počítačová tomografie

CBCT – Počítačová tomografie pomocí kuželovitého svazku

APARA – Tak přesné, jak je jen dosažitelné

ALARA – Tak nízké, jak je jen možné

LU – Lineární urychlovač

MLC – Mnoholistý kolimátor

IV – Ozařovaný objem

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements

GTV – Gross Tumor Volume, diagnosticky zjištěný nádor či lůžko po operaci

CTV – Clinical Target Volume, klinický cílový objem

PTV – Planning Target Volume, plánovaný cílový objem

IM – Internal Margin, vnitřní lem

SM – Set-up Margin, lem pro nastavení

OAR – Organs at Risk, kritické orgány

DRR – Digitálně rekonstruovaný rentgenogram

DVH – Dávkově objemový histogram

EPID – Electronic Portal Imaging Device

XVI – X-ray Volume Imaging

OBI – On-Board Imager System

QA – Quality assurance

IGRT – Obrazem naváděná radioterapie

VMAT – Volumetric Modulated Arc Therapy

MVCT – Megavoltážní počítačová tomografie