



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

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

Radioterapie řízená obrazem - IGRT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: **SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ**

Autor: Štěpánka Rákosníková

Vedoucí práce: Mgr. Eva Stýblová

České Budějovice 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „Radioterapie řízená obrazem - IGRT“ jsem vypracovala 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 15. 8. 2018

Štěpánka Rákosníková

Poděkování

Ráda bych poděkovala mé vedoucí práce paní Mgr. Evě Stýblové za odborné vedení, cenné rady a trpělivost při zpracování mé bakalářské práce.

Radioterapie řízená obrazem - IGRT

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá obecným popisem moderních ozařovacích technik a technikou verifikace IGRT – Obrazem řízené radioterapie, která byla uvedena do provozu v Nemocnici České Budějovice a.s. v roce 2015. Pojednává o dvou způsobech verifikace používaných při ozařování prostaty v českobudějovické nemocnici, a to 2D snímků MV-kV a CBCT.

Radioterapie je mladý a rychle se rozvíjející obor medicíny. V současné době došlo k velké obměně přístrojové techniky používané na radioterapeutických odděleních. Dnes je již standardem možnost využití IMRT techniky (radioterapie s modulovanou intenzitou) na většině pracovištích v ČR. Tato technika umožňuje díky modulaci intenzity napříč svazkem záření a rozložení dávky, odpovídající cílovému objemu, maximální šetření zdravých okolních tkání.

Použitím IMRT techniky, která dovoluje zvyšovat dávky aplikované na cílový objem, vzrostl požadavek i na verifikační systémy. Proto se pozvolna zavádí radioterapie řízená obrazem – IGRT, jež zajišťuje větší přesnost v nastavení pozice pacienta. Tato verifikační metoda posouvá nynější metody ozařování na vyšší úroveň a to především v bezpečnosti a kvalitě provedení ozáření.

Práce si klade za cíl zjistit informace o verifikačních metodách využívaných v českobudějovické nemocnici, kterými jsou verifikace dle 2D snímků MV-kV a CBCT (cone beam CT). Dále je předmětem výzkumu sledování prováděných korekcí odchylek po provedení těchto dvou verifikačních metod, vztažených pouze na diagnózu karcinomu prostaty. Tato diagnóza byla vybrána, protože patří mezi nejčastěji se vyskytující nádorové onemocnění mužské populace, a má vzestupnou incidenci. Dalším důvodem zaměření se na toto nádorové onemocnění jsou nároky na přesnost zaměření cílového objemu, který je v okolí mnoha kritických struktur.

Odpověď na výzkumnou otázku „jak velké jsou prováděné korekce odchylek po provedeném verifikačním snímkování MV-kV a po provedeném CBCT“, byla vytvořena na základě analýzy nashromážděných odchylek 54 pacientů, kteří se léčili v českobudějovické nemocnici s diagnózou karcinomu prostaty za poslední dva roky.

V závěru práce jsou v souhrnné tabulce uvedeny počty provedených verifikací na

základě snímků MV-kV a CBCT, které byly zaznamenány, jen pokud se použily obě tyto metody v jeden den ve frakcionačním režimu. Důvodem bylo posuzování případných rozdílů prováděných korekcí na základě 2D snímků a CBCT. Dále jsou v této tabulce uvedeny počty výrazných odchylek nad 3 mm při CBCT verifikaci po předchozí verifikaci dle 2D snímků MV-kV. Všechny tyto zaznamenané odchylky jsou okomentované a odůvodněné. Výsledkem práce je prokázání důležitosti přesnějších verifikačních metod při využívání IMRT ozařovací techniky. Práce poukazuje na neovlivnitelné pohyby vnitřních orgánů, jež jsou v oblasti ozařovaného objemu, a také na důležitost přípravy pacienta před ozáření a ovlivnění zaměření cílového objemu nespolupracujícím pacientem.

Obsah této bakalářské práce může poskytnout základní přehled o současných ozařovacích a verifikačních technikách studentům zdravotnických oborů. Informace mohou být použity jako námět na zpracování výzkumů a odborných článků zabývajících se obdobnou tematikou.

Klíčová slova

Radioterapie, IMRT, IGRT, karcinom prostaty, snímky MV-kV, CBCT

Image Guided Radiotherapy - IGRT

Abstract

This bachelor thesis deals with the general description of modern irradiation techniques and the verification technique IGRT – The picture of the controlled radiation therapy, which was put into operation in the hospital České Budějovice a.s. in the year 2015. It deals with two ways of verification used during irradiation of the prostate in the hospital with 2D Mv-kV and CBCT pictures.

Radiation therapy is a young and rapidly growing field in medicine. Presently, there has been a big change in instrumentation used in radiotherapeutic divisions. Today on most of the Czech Republic work places it is a standard to have the option to use IMRT techniques (radiation therapy with modulated intensity). This technique, thanks to intensity modulation across the beam of radiation and dose distribution corresponding with the target volume allows maximal saving of the healthy surrounding tissue.

With the use of IMRT technology, which enables to increase doses applied to the volume goal, the requirement for the verification system increased. That is why radiation therapy controlled by pictures – IGRT is slowly being introduced, it ensures higher accuracy in the setting of the position of the patient. This verification method shifts present methods irradiation to a higher level and especially in safety and the quality of the execution of the irradiation.

This works goal is to obtain information about verification methods used in the hospital České Budějovice a.s., which are verifications through 2D pictures Mv-kV and CBCT (cone beam CT). Further the subject of the research is the observation of corrections of imbalances that are, used after these two verification methods are utilized, related only for diagnosing prostate cancer. This diagnosis was chosen because it belongs to the most occurring cancer of the male population, which has an increased incidence. Another reason for focusing on this cancer are the requirements for accuracy on locating the volume goal which is in the vicinity if a lot of critical structures.

Answer to the investigative question „how big are the corrections of imbalances used after the verification of MV-kV pictures and CBCT“ was made based on the analysis of the assembled corrections of 54 patients, who were treated in the hospital of České

Budějovice with the diagnosis of prostate cancer within the last two years.

In the conclusion of this work there are calculations of made verifications based on MV-kV and CBCT pictures in a summarized table. The pictures were recorded only if both methods were used in one day in a fractional regime. The reason was evaluating potential differences of the used corrections based on 2D pictures and CBCT. Next, in the table, there are calculations of significant deviation over 3mm during CBCT verifications and previous verifications according to 2D pictures MV-kV. All these recorded deviations are commented and explained. The goal of this paper is proof of the importance of more accurate verification methods whilst using IMRT irradiation technique. This paper points out on unaffected movements of the inner organs, which are near the irradiated volume, and on the importance of the preparation of the patient before the irradiation and affected focus of the volume goal with an uncooperative patient.

The content of this bachelor thesis can provide basic view about current irradiation and verification techniques to students of medical fields. This Information can be used as a subject matter for processing research and professional articles that focus on a similar topic.

Key words

Radiotherapy, IMRT, IGRT, prostate cancer, picture MV-kV, CBCT

Obsah

Úvod.....	9
1 Teoretická část	10
1.1 Ozařovací přístroje pro zevní radioterapii.....	10
1.2 Ozařovací techniky.....	14
1.2.1 Konformní radioterapie (3D-CRT).....	14
1.2.2 IMRT	15
1.2.3 Stereotaktické ozařování.....	22
1.2.4 IGRT (Image – Guided radiation therapy) – radioterapie řízená obrazem...	23
1.3 Příprava radioterapeutické léčby.....	27
1.3.1 Plánování léčby.....	28
1.3.2 Objemy v plánování.....	28
1.3.3 Izodózní plán.....	29
1.3.4 Simulace.....	29
1.3.5 Verifikace.....	30
1.3.6 Inverzní plánování	30
1.4 Radiační léčba karcinomu prostaty	31
1.4.1 Brachyterapie	33
1.4.2 Protonová léčba.....	33
1.4.3 Zevní radioterapie karcinomu prostaty	34
1.4.4 Cílové objemy u lokalizovaného karcinomu prostaty	36
1.4.5 Kritické orgány u lokalizovaného karcinomu prostaty.....	38
1.4.6 Poloha a příprava pacienta před ozářením	38
1.4.7 Verifikace IGRT taktikou	38
2 Cíl práce.....	42
3 Výzkumná otázka	43

4	Metodika	44
5	Výsledky	46
6	Diskuse.....	52
7	Závěr	55
8	Seznam literatury	57
9	Seznam příloh	60
10	Seznam tabulek a obrázků	67
11	Seznam zkratk	68

Úvod

Onkologická onemocnění jsou v současné době celosvětovým aktuálním tématem. Nezastupitelné místo zde zaujímá radioterapie, která se uplatňuje samostatně jako léčebná metoda nebo v kombinaci s jinými léčebnými metodami.

Radioterapie jako obor medicíny vzniká v roce 1922 v Paříži, kdy na onkologickém kongresu Coutard a Mautent přednáší své výsledky terapie zářením u nádoru hrtanu. Dále Coutard v roce 1934 představuje dávkovací schéma, jež je základem i dnes používaných schémat v radioterapii. (Spurný & Šlampa 1999), (Šlampa & Petera 2007)

Během uplynulých 5 až 8 let došlo v přístrojové technice využívané v radioterapii k významné obměně. Na většině pracovištích v ČR je již standardem možnost využití IMRT techniky (radioterapie s modulovanou intenzitou), a postupně se zavádí využití techniky radioterapie řízené obrazem IGRT. Tato verifikační metoda posouvá nynější metody ozařování na vyšší úroveň, a to hlavně v oblasti bezpečnosti a kvality provedení ozáření. IGRT verifikaci je obecně vhodné použít všude tam, kde je vysoká variabilita v poloze cílového objemu mezi frakcemi, spojená s nízkou variabilitou během jedné frakce.

IGRT se proto využívá při ozařování nádorů hlavy a krku, u pánevních malignit a u tumorů v břišní dutině.

Významné místo zaujímá IGRT v léčbě karcinomu prostaty, kde se aplikuje vysoká dávka záření v blízkosti kritických struktur, jako jsou rektum a močový měchýř. Samotný cílový objem, jež tvoří celá prostata s příslušným kmenem, je však navíc v závislosti na náplni močového měchýře a rekta mírně pohyblivý. IGRT verifikace pomocí CBCT přispívá ke kontrole a korekci těchto interfrakčních pohybů. (Vybíralová & Feltl 2009), (Odrážka et al., 2010)

Teoretická část mé bakalářské práce je zaměřena na informace o přístrojové technice, na postup při plánování léčby zářením, a na ozařovací techniky, které jsou v dnešní době využívány v léčbě karcinomu prostaty.

V praktické části bude cílem zjistit způsob realizace IGRT ozáření v Nemocnici České Budějovice a.s., kdy bude hodnocen přínos verifikace pomocí CBCT ve srovnání s verifikačními snímky.

1 Teoretická část

Radioterapie je obor medicíny, který využívá ionizující záření k léčbě nádorových, ale i nenádorových onemocnění. (Spurný & Šlampa, 1999)

Ionizující záření je takové záření, jehož kvanta mají tak vysokou energii, že jsou schopna vyrážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat. (Binarová, 2010)

V radioterapii je zdrojem ionizujícího záření radioaktivní látka, přístroj či zařízení, které vysílá ionizující záření nebo uvolňuje radioaktivní látku. (Spurný & Šlampa, 1999)

1.1 Ozařovací přístroje pro zevní radioterapii

Významnou skupinou přístrojů v radioterapii jsou ozařovače. Ty jsou nezbytné při aplikaci dané dávky ionizujícího záření do cílového objemu. (Dorotík, 2006)

Zevní radioterapie (teleterapie), má v dané vzdálenosti zdroj záření nacházející se mimo ozařovací objem. Zdrojem záření v teleterapii jsou radioaktivní izotopy a generátory záření. Každý z těchto zdrojů má své výhody a nevýhody.

Výhody izotopového zdroje jsou především v jednodušší konstrukci ozařovače. Má přirozeně stabilní energii záření a není potřeba k provozu klimatizace či chlazení. Z toho vyplývají i nižší náklady na provoz. Nevýhodou ovšem je nákladná likvidace zdroje izotopů a není možná modulace dávkového příkonu kvůli snižující se dávce dle rozpadové křivky.

Naproti tomu generátory mají vyšší dávkový příkon, kdy je možná modulace, jednoduchá likvidace, možnost změny energie, více výstupních energií a v neposlední řadě zdroj bez napájení neemituje záření. Nevýhodou jsou z větší míry vysoké provozní i pořizovací náklady. (Dorotík, 2006)

Urychlovače nabitých částic

Jako urychlovače částic nazýváme přístroje, které fungují na principu silných elektrických a magnetických polí. Působením těchto polí se urychlují nabitě částice. Elektrické pole vzniká vlastním urychlováním nabitých částic a je elektrickou složkou elektromagnetického pole.

Magnetické pole je využíváno ke změnám dráhy nabitých částic. Případně proměnné magnetické pole vyvolává pole elektrické způsobující urychlovací efekt.

Urychlovače dělíme podle dráhy částic na lineární či kruhové. (Binarová, 2010)

Lineární urychlovač

V roce 1953 byl použitý pro terapii první lineární urychlovač, uplatnil se natolik, že je dnes nejvíce instalovaným léčebným přístrojem na většině radioterapeutických



odděleních. (Šlampa & Petera, 2007)

Obrázek 1 - Lineární urychlovač (*zdroj: Wikiskripta*)

Zkráceně se často lineární urychlovač (Obr. 1) označuje jako LINAC (Linear Accelerator). (Binarová, 2010)

Linac pracuje na principu urychlených svazků elektronů na lineární dráze. V léčebné radioterapii je využíván elektronový fotonový léčebný paprsek záření, který vzniká po urychlení elektromagnetickým polem v urychlovací struktuře. Lineární urychlovač musí z konstrukčního hlediska obsahovat generátor elektronů (elektronové dělo), urychlovací strukturu, vysokofrekvenční zdroj a možnost tvarovat terapeutický svazek.

Elektronický výkon pro modulátor je odebírán z rozvodné sítě. V modulátoru je speciální obvod, který vyrábí vysokonapěťové pulzy. Ty jsou důležité k synchronnímu

napájení vysokofrekvenčního zdroje a elektronové trysky. Modulátor obsahuje vakuovou součástku Thyatron - vysokovýkonný spínací prvek nezbytný pro řízení vysokonapěťových pulzů. Modulátor se může nacházet v části konstrukce, kde je umístěna urychlovací sekce (rameno gantry), nebo v místě, kde je tato část připevněna (stativ, stand), či odděleně ve skříni mimo urychlovač.

Elektronovou trysku a vysokofrekvenční zdroj spojují vysokofrekvenční kabely. Elektronová tryska (zdroj elektronů) vstřikuje do urychlovací struktury elektronové pulzy. Zde jsou elektrony urychlovány na požadovanou energii.

Vysokofrekvenčním zdrojem energie jsou magnetron či klystron. Klystron je využíván u vysokoenergetických urychlovačů, pro nízké a střední energie urychlovače pak magnetron. Klystron a magnetron využívají mikrovlnných dutin. Ty jsou buď v kruhu – pro magnetron, či na přímce – pro klystron. K vybuzení mikrovlnné energie v dutinách se používá svazek elektronů z katody. Již zesílené mikrovlnné záření je převedeno do vlnovodu, který spojuje zdroj mikrovlnného záření s urychlovací strukturou.

Zdroj mikrovlnného záření se spouští pomocí modulátoru. Mikrovlnné záření následně vyrábí elektromagnetické vlnění o frekvenci 3 GHz, toto vlnění urychluje elektrony injektované z elektronové trysky urychlovací strukturou.

Neméně důležitou součástí lineárního urychlovače je urychlovací struktura. Ta je tvořena evakuovanou trubicí z mědi, jež je dělena prstenci na urychlovací dutiny. Se zdrojem mikrovlnných impulzů je propojena vlnovodem. Urychlovací struktura pracuje buď s postupnou, či stojatou vlnou.

Při stojatém vlnění je urychlovací struktura uváděna do rezonance. (Dorotík, 2006), (Rozman, 2006)

Princip urychlovačů se stojatou vlnou je založen na odrazu vysokofrekvenční vlny od konce dráhy. Stojatá vlna vzniká superpozicí postupujících vln tam a zpět. Tato vlna má pak velmi vysoké silové pole, které urychluje elektrony. Výhodou těchto urychlovačů je, že se dá docílit urychlení částic na krátké dráze, díky čemuž je možné zmenšit konstrukci a hmotnost urychlovače.

Ven z hlavice je proud částic vyveden po dostatečném urychlení, a to magnetickým polem vychylovacího magnetu. Elektrony pak dopadají na wolframový terčik a je

tvořeno fotonové záření, nebo jsou přímo použity elektrony na ozáření nádorového ložiska.

Pokud se použijí elektrony, které opustily urychlovací systém, jsou v tenkém svazku záření. Tento úzký svazek se musí rozptýlit za pomoci tenké kovové folie (rozptylovací) nebo magnetickým vychylováním.

Při fotonovém záření se svazek musí homogenizovat, k tomu se využívají homogenizační filtry (rotačně symetrický kovový absorbát). (Binarová, 2010)

Kolimační systém je nedílnou součástí lineárního urychlovače, kdy tvaruje svazek brzdného záření. Vymezuje tak pravoúhlá, symetrická a asymetrická ozařovací pole. U nejmodernějších lineárních urychlovačů k tomu slouží mnoholistový kolimátor (multileaf collimator – MLC). Ten je tvořen nezávislými lamelami, jež umožňují vytvořit nepravidelný a individuální tvar ozařovacího pole. (Rozman, 2006)

Lineární urychlovače se uplatnily především díky svým technickým a provozním výhodám. Mezi ně patří dobrá kvalita geometrických parametrů, stabilita přístrojů v průběhu jejich životnosti, možnost produkce fotonového a elektronového svazku, stálost dávkového příkonu s možností jeho změny a v neposlední řadě nepřítomnost radioaktivního zdroje. (Klener, 2002)

Důležitou součástí lineárních urychlovačů je dálkově ovladatelný polohovatelný stůl s plovoucí deskou. Ke správnému nastavení pacienta slouží laserové zaměřovače na stěnách, kde jsou jejich paprsky promítány ve třech rovinách a jejich průsečík nám označuje izocentrum. Vybavení ozařovny doplňují různé typy fixačních pomůcek, které napomáhají zajistit přesné a opakovatelné nastavení pacientů.

Lineární urychlovače jsou stavěny takovým způsobem, že při jakékoliv poloze gantry míří centrální osa svazku záření do jednoho bodu – IZOCENTRA. Obvyklá vzdálenost izocentra je 100cm od zdroje záření a umísťuje se přibližně do středu ozařovaného objemu.

K lineárním urychlovačům patří i bohaté příslušenství, jako individuální bloky a tubusy pro elektronový svazek nebo klínové a kompenzační filtry. Dalším vybavením urychlovačů mohou být i dynamické klíny k posunu jedné z proximálních clon napříč

svazkem záření nebo motorické klíny k úpravě svazku záření na požadovaný sklon izodózy.

Jistými přednostmi lineárních urychlovačů jsou možnost využít elektronový svazek záření a velká škála přídatných zařízení (MLC, EPID, EID). Dále pak i lepší radiační bezpečnost, dle konstrukce je možné volit energii fotonů i urychlených elektronů. Z klinického hlediska je lineární urychlovač považován za standard kurativní radioterapie. (Šlampa & Petera, 2007)

1.2 Ozařovací techniky

1.2.1 Konformní radioterapie (3D-CRT)

V dnešní době vedou používané radioterapeutické metody k distribuci vyšší dávky do cílového objemu a snížení dávky na okolní zdravé tkáně – tzv. Konformní radioterapie.

Konformní radioterapii nebo též trojrozměrnou konformní radioterapii (3D-CRT), je obecně nazývána ozařovací technika, při níž hranice cílového objemu souhlasí s trojrozměrným zobrazením objemu tumoru. (Binarová, 2010), (Doležel, 2011)

První zmínky o konformní radioterapii lze pozorovat v 60. letech, ale technika 3D-CRT je v užším slova smyslu spojena až se zaváděním CT do klinické praxe v 70. letech. V širší klinické praxi se konformní radioterapie objevuje v 80. a především v 90. letech. (Šlampa, 2007), (Doležel, 2011)

Výhodou 3D-CRT oproti konvenční radioterapii je možnost ozářit cílový objem s minimálním lemem, a tím pádem snížit ozáření okolních zdravých tkání. Díky tomu je možná eskalace dávky do cílového objemu, ale s vyšší lokální kontrolou. Lokální kontrola má význam u řady solidních tumorů a celkově ovlivňuje celkově přežití pacientů.

Definice konformní radioterapie je v obecné rovině velice jednoduchá, ale aby mohly být tyto podmínky splněny, musí předcházet celá řada kroků v procesu plánování. (Šlampa & Petera, 2007)

Pro plánování ozáření se v 3D konformní radioterapii využívají trojrozměrné zobrazovací techniky jako CT, MR či jejich kombinace. Samotný ozařovací plán vzniká v 3D plánovacím systému. (Odrážka et al., 2010)

Důležitou roli při plánování a i v průběhu ozařování hraje imobilizace pacienta, která by měla vyloučit chybné nastavení pacienta a zaručit reprodukovatelnost polohy pacienta při ozáření (Binarová, 2010). Dále je nutné počítat i s pohyby vnitřních orgánů, kde mají největší význam dýchací pohyby a měnící se obsah močového měchýře a střev (Šlampa & Petera, 2007). Proto se při určování plánovacího cílového objemu musí s těmito odchylkami počítat.

Dle doporučení International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) se v radiační onkologii definují tři cílové objemy. Tyto objemy berou v potaz pohyby orgánů, nepřesnosti v nastavení či mikroskopické šíření nádoru. (Odrážka, 2010)

CT plánovací řezy pro 3D-CRT se realizují v minimálních rozestupech 2-8 mm, pro co nejpřesnější prostorové zobrazení cílových struktur. Pro plánování 3D-CRT se používá zobrazení z pohledu svazku záření (BEV) umožňující lepší tvarování svazku. Ozařovací plán 3D-CRT je optimalizován manuálně, což znamená, že si parametry svazku záření plánující osoba navolí sama, a poté počítač vypočítává rozložení dávky. Proto se zde významně uplatňuje zkušenost lékaře a fyzika. (Odrážka et al., 2010), (Bakiu et al., 2013)

Svazek fotonů se tvaruje pomocí stínících bloků či dnes upřednostňovaným MLC kolimátorem. Konformní radioterapie dala základ pokročilejší metodě s modulovanou intenzitou IMRT. (Šlampa & Petera 2007)

1.2.2 IMRT

Principem radioterapie s modulovanou intenzitou je modulace intenzity napříč svazkem záření. Díky rozložení dávky, které odpovídá cílovému objemu, dochází k maximálnímu šetření zdravých okolních tkání. (Binarová, 2010)

V posledním desetiletí dvacátého století došlo k významnému technologickému pokroku jak v počítačové oblasti, tak v oblasti ozařovací techniky. Díky tomuto pokroku byla možná realizace radioterapie s modulovanou intenzitou IMRT. V podstatě jde o pokročilou formu 3D-CRT, která využívá nejen tvarování svazku záření do tvaru cílového objemu, ale navíc dochází k modulaci intenzity záření napříč svazkem. Metoda IMRT je spojena s novým odlišným způsobem plánování, tzv. inverzním plánováním, jež navrhl v roce 1988 Brahmen. (Binarová, 2010)

IMRT je technika kombinující více ozařovacích polí, kdy je svazek záření rozložen na jednotlivé pixely. Rozdílná intenzita záření je možná díky pohyblivým lamelám MLC. Tím aplikujeme požadovanou dávku do cílového objemu (PTV), kde mimo ozařovaný objem dochází k prudkému poklesu dávky. Z toho můžeme vyvodit výhodu oproti 3D-CRT, neboť dochází k šetření zdravých okolních tkání i orgánů.

Technika IMRT se používá teprve od 90. let, proto se většina publikací zabývá pouze fyzikálními parametry a plánováním. Ve většině případů se IMRT porovnává s konformní technikou (Obr. 2), kde se prokazuje klinický přínos u nádorů mozku, hlavy, krku a karcinomu prostaty. (Binarová, 2010)



Obrázek 2 - Druhy zevní radioterapie (zdroj: Šlampa online)

1. Techniky IMRT

a) Kompenzační filtry

Metoda kompenzačních filtrů je nejstarší metodou IMRT využívanou po řadu desetiletích. Díky rozvoji nových metod techniky IMRT však není radioterapie s použitím kompenzačních filtrů výhodná.

Požadované modulace svazku se docílí vložením kompenzačního filtru do svazku záření.

Tvorba těchto filtrů se provádí automatickým systémem, kdy je vyřezán trojrozměrný inverzní model. Poté je model vyplněn materiálem, který zeslabuje záření (zinkové granule), nebo se požadovaný tvar vyřezává přímo (olovnatý polyetylen). Za ústupem těchto kompenzačních filtrů stojí náročnost přípravy a jejich jednorázové použití. (Šlampa, 2007), (Kolářová, 2008)

b) Vícelistové kolimátory MLC

Mnoholistový kolimátor (multileaf collimator – MLC) je zařízení, které umožňuje tvarovat svazek záření lineárního urychlovače. (Rozman, 2006)

MLC se nachází na hlavici lineárního urychlovače, je tvořený pohyblivými lamelami např. z wolframu. Lamely se pohybují nezávisle na sobě pomocí elektromotorků. (Binarová, 2010), (Ullmann, 2012)

Elektromotorky zajišťující pohyb lamel, jsou řízené počítačem, to znamená, že je vícelistový kolimátor elektronicky tvarovatelný. (Ullmann, 2012)

Okraje lamel MLC do sebe zapadají a mají vhodný zaoblený tvar (Binarová, 2010). Lamel MLC je více jak 80 párů, což dovoluje formování libovolného tvaru polí. (Ullmann, 2012)

Ozáření probíhá z několika směrů, kdy se v průběhu ozáření poloha lamel mění díky elektromotorkům. Tím pádem je intenzita napříč svazkem záření modulována a reguluje se tak i dávka v různých částech ozařovaného objemu. Díky kombinaci většího počtu takto modulovaných polí je možné dosáhnout lepšího rozložení dávky.

MLC umožňuje tímto způsobem ozářit i nepravidelné nádory s maximálním šetřením okolních zdravých tkání i v oblasti nádoru. (Ullmann, 2012)

Výhodou MLC oproti dříve používaným blokům je možnost dynamického režimu (tzn. modulace intenzity záření v ozařovaném poli). Dále také rychlejší příprava a provedení léčby ozařováním, spojená s absencí bloků, které se dříve musely pro každého pacienta individuálně vylévat. Plusem je i dálkové ovládání MLC lamel, což zajišťuje komfort pracovníkům radioterapie. Ti nemusí vcházet do ozařovny. Zkracuje se i doba

ozařování, a tím pádem je kratší i doba, kdy musí pacient nehnutě ležet na ozařovacím stole.

Nevýhodami MLC kolimátoru jsou především únik záření v oblasti styku protilehlých listů, nehomogenní rozložení dávky na okrajích pole, polostín způsobený koncovými částmi listů, limity velikosti pole a limity ve tvarování složitějších polí. (Jeraj & Robar, 2004), (Binarová, 2010)

V moderní radioterapii je MLC nezbytnou součástí pro aplikaci IMRT techniky a je standardem ve vybavení radioterapeutických pracovišť. (Binarová, 2010)

2. *Modulace ozařovacího svazku IMRT*

Z hlediska časového řízení je možno dělit techniku IMRT na dva režimy:

a) Přerušovaný režim Step and shoot

Lamely kolimátoru se pohybují jen v přestávkách mezi jednotlivými segmenty. Ozařování probíhá tak, že kolimátor MLC vytváří požadované ozařovací pole a provede ozáření. Poté se ozařování přerušuje a lamely se přesouvají na další pozici (popřípadě se kolimátor pootočí), mění se také úhel na gantry a opět se spouští ozařovací režim. Jinak můžeme tuto techniku nazvat technikou mnoha statických polí (MSF – multi static field) – jedna z metod 4DRT. (Rozman, 2006), (Binarová, 2010), (Ullmann, 2012)

b) Kontinuální režim (či dynamický, sliding windows)

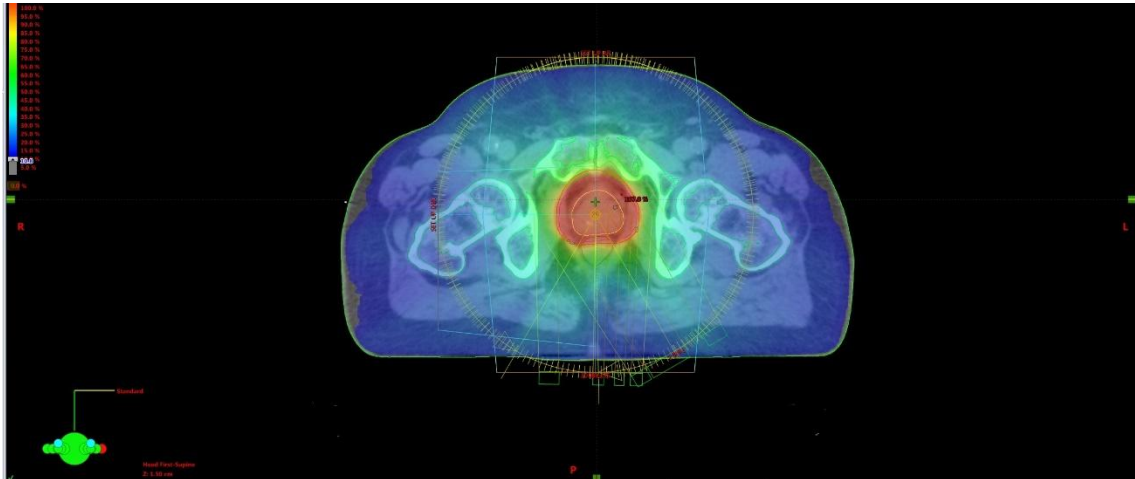
Zde se lamely kolimátoru kontinuálně pohybují a přemísťují, díky čemuž je svazek tvarován do požadovaného tvaru během záření. Pohyb kolimátoru, jednotlivých lamel a celé hlavice je řízen elektronicky příslušným softwarem. V průběhu ozařování při otáčení ozařovače na gantry (postupně o 360°) dochází ke změně dávkového příkonu - ozařuje se modulovaným svazkem. Tento typ IMRT můžeme označit jako Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT) – intenzivně modulovaná úhlová radioterapie.

Tento systém má svá zdokonalení jako AMCBT (Arc-Modulated Cone Beam Therapy) – úhlově modulovaná terapie kuželovými svazky, nebo VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) – objemově modulovaná oblouková terapie. Takto zdokonalený systém umožňuje modulovat svazek záření MLC kolimátorem, rotaci ozařovače kolem

pacienta, možnost řízeného posunu lehátka, rotace kolimátoru či natáčení gantry.
(Rozman, 2006), (Binarová, 2010), (Ullmann, 2012)

3. Rozložení dávky při technice IMRT

Při srovnání s konvenčními postupy je rozložení dávky technikou IMRT poměrně výhodnější, ale složitější. Pokud chceme dosáhnout lepší distribuce dávky v cílovém objemu, je někdy nezbytné zvýšit počet polí.



Obrázek 3 – Dávková distribuce IMRT techniky RapidArc

(zdroj: RTO České Budějovice)

Díky přesnosti ozáření technikou IMRT je výsledkem menší ozáření okolí postižených oblastí (Obr. 3) příliš vysokými dávkami záření. Kladný výsledek se dostavuje hlavně z hlediska následných komplikací, ale může dojít i ke zhoršení terapeutického výsledku. Při konvenční technice ozařování nebyla možná taková přesnost a minimalizace cílového objemu jako u IMRT techniky, ale v oblastech se zdánlivou absencí maligního postižení, kde i tak může být subklinické postižení, bylo konvenční technikou subklinické postižení zlikvidováno. Při využití IMRT techniky může v takovém případě dojít k relapsu onemocnění. Proto je důležité při výběru ozařovací techniky brát na zřetel nejen vlastní lokalizaci a vhodnost techniky, ale především celkový stav pacienta. (Vybíralová & Feltl, 2009)

4. Výhody IMRT

Významnou výhodou poskytuje tato technika hlavně v šetření zdravých okolních tkání a orgánů a tím spojenou kvalitu života pacienta. Díky přesnosti IMRT techniky kdy je dávka v cílovém objemu navýšena a v rizikových orgánech je dávka nižší, je možné i ozáření v blízkosti rizikových orgánů (u PTV konkávního tvaru). (Vybíralová & Feltl, 2009)

5. Nevýhody IMRT

Nevýhody IMRT jsou vztaženy k technickým požadavkům na ozařovač, kdy je podmínkou vhodný lineární urychlovač s MLC umožňující IMRT. Dále je nezbytnou součástí vhodný plánovací software, který umožňuje inverzní plánování.

Důležitou součástí jsou i programy umožňující fúzi obrazů ze zobrazovacích metod (CT, MR, SPECT, PET) pro přesné určení cílového objemu. Samotné definování objemů, proces plánování (inverzního), dosimetrie a verifikace každého pacienta jsou velice časově náročné. Jsou kladeny vysoké nároky na radioterapeuty a fyziky z hlediska jejich zkušenosti a kvalifikace.

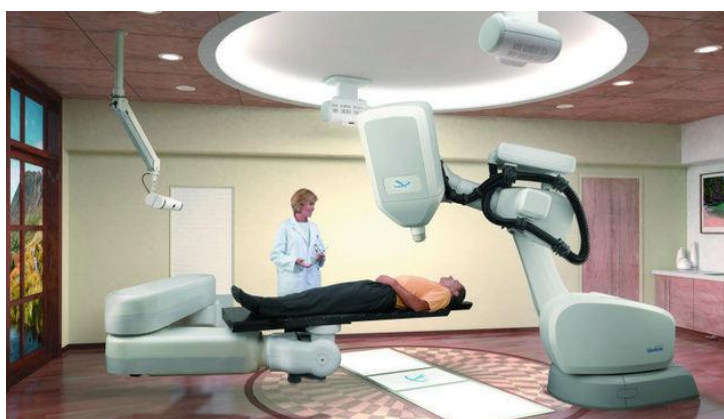
Důsledkem těchto nezbytných součástí jako jsou software, přístrojové vybavení, vhodné fixační pomůcky a dozimetrické vybavení, se pak odráží jak cenová náročnost IMRT, tak cena léčby každého pacienta. (Vybíralová & Feltl, 2009)

1.2.3 Stereotaktické ozařování

Stereotaktická radioterapie SBRT (Stereotactic Body Radio Therapy) je definována jako velmi přesné ozáření vysokou dávkou záření malého cílového objemu, prováděným větším počtem tenkých paprsků ionizujícího záření, které jsou cíleně nastavené. Mimo cílový objem má radiační dávka strmý úbytek. Jednotlivé paprsky jsou relativně slabé a cestou k cílovému objemu tkání nevyvolávají výrazné radiobiologické účinky. Pokud jsou ovšem tyto paprsky nasměrované do společného ohniska (cílová tkáň), součtem těchto paprsků vznikne vysoká dávka, která je schopna poškození a inaktivování nádorové buňky. Mezi stereotaktické ozařování řadíme Leksellův gama-nůž využívající záření gama získaného z velkého množství radioaktivních zdrojů ^{60}Co a CyberKnife. (Ullmann, 2012)

CyberKnife

CyberKnife je jedním z přístrojů stereotaktického ozařování (Obr. 4). Skládá se z robotického ramene, to má velkou variabilitu pohybu, a lineárního urychlovače. Indikace k použití CyberKnife jsou díky celému přizpůsobivému systému nejen na oblast CNS, ale i pro dříve obtížné lokalizace jako hrudník a pánev. Technologie CyberKnife se skládá z lineárního urychlovače, jenž má malou hmotnost, používaná energie je 6 MV obsahující 12 kolimátorů kruhového průřezu (5-60 mm). Tyto kolimátory lze nahradit automatickým (Iris kolimátor), tvořícím 6 lamel. . (Binarová, 2010)



Obrázek 4 – CyberKnife (zdroj: Nohl & Šrajbrová 2016)

Rozšíření o lokalizace s neovlivnitelnými pohyby (srdeční rytmus, dýchací pohyby) umožňuje průběžné snímání pozice pacienta a nádoru během samotného ozařování.

Verifikace je zajištěna dvěma RTG snímači umístěnými na stropě ozařovny a pod polohovacím stolem tak, aby svazek záření procházel skrz cílový objem, a zároveň se registroval na protilehlý detektor. Tím je umožněno okamžitě určit polohu ložiska v daném momentu. Pokud se změní pozice nádoru, ozařování je přerušeno, a následuje změna pozice robotického ramene do takové polohy, aby bylo zajištěno, že svazek záření opět bude směřovat do cílového objemu. Zlepšení v detekci cílového objemu je zajištěno implantací kovových markerů do jeho okrajů. . (Binarová, 2010)

CyberKnife poskytuje i další možnost verifikace, a to kontinuální snímání pozice nádoru závislé na dýchacím cyklu pacienta. Pro tuto kontrolu je součástí CyberKnife systém Synchrony. Pacientovi se na hrudník umístí sonda, která vydává světelný signál, jenž je zaznamenáván, a podle něj je vytvořen matematický model dýchacího cyklu. Systém se pak přizpůsobí dýchacím pohybům pacienta neboli změně v pozici nádoru. Podmínkou je ovšem spolupracující pacient, nemající výrazné změny v dýchacím cyklu. (Binarová, 2010)

1.2.4 IGRT (Image – Guided radiation therapy) – radioterapie řízená obrazem

Radioterapie řízená (navigovaná) obrazem je zdokonalená technika IMRT, která kontroluje nastavení pacienta (cílového objemu a okolních struktur) během ozařovacího procesu použitím radiologických zobrazovacích metod. (Binarová, 2010), (Ullmann, 2012)

„IGRT v současném pojetí znamená systematickou verifikaci pozice pacienta před a/nebo během každé frakce radioterapie spojenou s korekcí nepřesnosti nastavení.“ (Odrážka et al., 2012, s. 86)

Díky tomu, že IGRT poskytuje informace o anatomii pacienta v reálném čase, je možné přizpůsobovat ozařovací protokol, a tím dosáhnout vyšší přesnosti v nastavení pacienta a také přesnějšího následného ozařování. Velkou výhodou je možnost upravování a změn v nastavení pacienta a ozařovacím plánu. (Binarová, 2010), (Ullmann, 2012)

1. Taktiky využívané k úpravě chyb

a) Off-line taktika

Off-line verifikaci můžeme uskutečnit, pokud získáme zobrazení z více frakcí po sobě jdoucích (tři a více). Tyto snímky se nehodnotí okamžitě. (Dawson & Sharp, 2006)

Při této taktice se zjištěné změny v pacientově anatomii převádí a provádí se korekce v nastavení. Následně je vytvořen nový ozařovací plán. Tento nový plán už obsahuje změny v nastavení ozařovací polohy, korekce tvarovacích clon, jednotlivých polí či jejich zatížení. (Sikora et al., 2009), (Doležel, 2011)

b) Online taktika

Zde může být sledování struktur prováděno před ozařováním, v jeho průběhu i po ozařování. Pozice cílového objemu je pak opravena pohybem stolu, nebo můžeme modifikovat tvar svazku MLC kolimátorem. Po provedení těchto korekcí, kdy je zajištěno přesné cílení a nastavení, může proběhnout samotné ozáření. (Sikora et al., 2009), (Doležel, 2011)

2. Verifikační systémy

V dnešní době jsou k dispozici různé metody IGRT.

a) Verifikace pomocí EPI

K verifikaci se používá digitální zobrazení EPI (elektronic portal imaging) pomocí elektronických portálových systémů EPID (elektronic portal imaging device). Používán je křemíkový detektor, který je umístěn na gantry urychlovače. Principem EPID je zhotovení snímků ze dvou úhlů, aby se mohla provést rekonstrukce pozice v prostoru. Následně se porovnávají obrazy aktuální s obrazem referenčním. Referenční obraz z plánovacího systému se získává z CT řezů. Porovnávání těchto dvou obrazů se provádí buď automaticky, nebo manuálně. Pokud se zjistí odchylka, je následně korigována. Korigování se provádí nejčastěji podle kostěné struktury, což je ale ve většině případů nedostačující. Další nepřesnosti odpadají s využitím modernějších technik, jako je IGRT, využívající kilovoltážních diagnostických přístrojů. (Sikora et al., 2009), (Doležel, 2011)

b) X-ray volume Imaging (XVI)

Systém označovaný jako XVI je alternativou vedoucí k lepší verifikaci pozice pacienta. Používají se flat panely a rentgenka v úhlu 90° a 270° vůči hlavici ozařovače. Portálové snímky umožňují porovnávat skelet a implementované markery (zrna Au). (Binarová, 2010), (Doležel, 2011), (Odrážka et al., 2010), (Ullmann, 2012)

Princip zobrazení je v podstatě odpovídající zobrazování pomocí EPID, ale rozdílem je kvalita získaného verifikačního snímku. Snímek má lepší kontrast a rozlišení, proto je možné docílit kvalitnější korekce v nastavení pacienta. Dalším rozdílem oproti EPID je možnost provést cone-beam CT (CBCT), což obnáší pořízení série snímků v rotaci o 180°-360° kuželovitým svazkem. Následuje rekonstrukce, z níž se získává trojrozměrný obraz vyšetřované oblasti, který se porovnává s obrazem získaným na CT. Ovšem XVI neprovádí rekonstrukci z řezů, ale provádí rekonstrukci ve třech rovinách, proto ji označujeme jako 3D verifikaci. Jelikož software umožňuje vyhodnocení měkkých tkání, zlepšuje se přesnost radioterapie.

Zjištění odchylek je možné třemi způsoby. První možnost je pomocí automatického přepočtu kostěných struktur softwarem. Druhá možnost je také na základě automatického přepočtu, ovšem odstínů šedi měkkých tkání. Třetí varianta je pak založena na vlastní manuální verifikaci. (Binarová, 2010), (Doležel, 2011)

c) Statický RTG obraz

XVI s paralelním softwarovým vybavením umožňuje také pořízení statického plošného RTG snímku (PlanarView). Pokud jsou lineární urychlovače vybaveny pouze softwarem pro plošné snímky, označujeme je jako systém OBI (On Board Imaging systém).

PlanarView dostaneme akvizicí série RTG obrazů (většinou 5), které se posléze průměrují. Pořízením těchto po sobě jdoucích snímků můžeme vyloučit pohyb snímaného objektu během akvizice snímků.

Předností této metody oproti portálovým snímkům je lepší rozlišovací schopnost a též větší FOV (Field of View). (Binarová, 2010)

d) Megavoltážní CT (MVCT)

Zde je zdrojem záření samotný lineární urychlovač, detektory (xenonové ionizační komory) jsou umístěny v jeho opozici. Tato technologie se používá v takzvané Tomoterapii. Metoda kombinuje IMRT techniku kontrolovanou CT.

Při MVCT je používán vysokoenergetický vějířovitý svazek záření a provádí se před nebo při jednotlivých frakcích ozařování. Pro potřebu tohoto zobrazení se používá snížená energie terapeutického svazku.

Za výhodu při využití MVCT lze považovat absenci přídatného zařízení (zdroje kV) k následující verifikaci.

Mezi nevýhody patří nižší kvalita oproti CBCT a v neposlední řadě větší radiační zátěž při verifikaci. (Dawson & Sharp, 2006), (Binarová, 2010)

IGRT není nová ozařovací technika, ale metoda, která zvyšuje kvalitu stávajících technik radioterapie (IMRT), zlepšuje spolehlivost léčby, její bezpečnost a kvalitu. Další výhodou je díky větší přesnosti možnost redukovat bezpečnostní lemy i kolem prostaty, a tím šetřit okolní tkáň, např. rektum.

Mimo tyto popsané metody se můžeme setkat s dalšími formami IGRT. Jednou z možností je využití UZ zobrazení či mikročipy s radiofrekvenční komunikací. Ty však nejsou tak časté. (Binarová, 2010)

3. Výhody IGRT

Hlavní výhodou této techniky, která poskytuje efektivní způsob léčby díky velmi přesné lokalizaci cílového objemu je eliminace škodlivých radiobiologických účinků na okolní zdravé tkáň.

Mezi další výhody můžeme zařadit i systémové vybavení pro korekci dýchacích pohybů (Respiratory Motion nebo Real-Time Position Management). Tento systém umožňuje sledovat polohu cílového objemu při dýchání pacienta. (Binarová, 2010)

4. Nevýhody IGRT

Za jednu z nevýhod můžeme považovat vyšší radiační zátěž pacienta, a sice při použití verifikačního cone-beam CT.

Jako další nevýhodu při provádění online taktiky můžeme uvést extrémní nároky na personál a vyšší radiační zátěž pacientovi, ovšem výsledkem je omezení výskytu chyb. (Vybíralová, 2009)

Další významnou nevýhodou je i vyšší časová zátěž. (Ullmann et al., 2018), (Bujold et al., 2012)

1.3 Příprava radioterapeutické léčby

Při plánování v radioterapii jde především o nalezení vhodných ozařovacích podmínek pro dodání dostatečné dávky záření do cílového objemu při maximálním šetření okolních zdravých tkání.

1. Základní předpoklady

Základem radioterapie je ozářit pacienta bezpečně a účinně. To zajišťuje vhodné technické vybavení pracoviště pro plánování léčby a ozáření pacienta. Další podmínkou je také odborná způsobilost pracovníků na radioterapeutickém pracovišti. (Šlampa & Petera, 2007)

2. Vstupní údaje

Před každým zahájením radioterapeutické léčby je důležité vstupní vyšetření a seznámení se s pacientem. Při vstupním vyšetření se lékař seznamuje s údaji o nádoru (histologie klinické stadium), a s pacientem (celkový stav, věk, předchozí léčba atd.).

Dále je pacientovi vysvětlen předběžný plán léčby, důvod léčby a v neposlední řadě informace o možných komplikacích způsobených léčbou a o jejich prevenci. Vhodné je podávat pacientovi informace postupně a nechat mu prostor pro otázky o jeho nemoci. (Binarová, 2010)

3. Lokalizace nádoru na simulátoru

Pacient se uloží do ozařovací polohy s fixačními pomůckami, objem se hodnotí ve třech osách Y, X, Z a průmět laserových paprsků se zakresluje na kůži pacienta. (Šlampa & Petera, 2007)

4. Plánování na CT

Při plánování radioterapeutické léčby je nutné provést plánovací CT vyšetření. Provádí se na klasickém diagnostickém CT, někdy s použitím kontrastních látek k lepší lokalizaci cílového objemu a odlišení okolních struktur. I na CT se plánování provádí v pozici, v jaké bude samotné ozařování. Poloha pacienta by měla být pohodlná, aby nedošlo v průběhu ozařování k pohybu pacienta. Pozice je také volena podle polohy nádoru - v jaké části těla je. Poloha pacienta se důkladně dokumentuje, aby byla při každém ozařování opakovatelná. Pro komfort polohy pacienta se používají komerčně

dodávané fixační pomůcky, které by měly být z vhodného materiálu, a dobře dezinfikovatelné. Používají se bellyboardy při poloze na břiše, polštáře či klíny k vypodložení kolen, hlavy a hrudníku. Při diagnózách, kde je potřebné znehybnění hlavy, se používají speciální masky. Ty jsou individuální pro každého pacienta. Tyto masky se namáčejí v teplé lázni (70 °C), poté jsou měkké a dobře tvarovatelné podle povrchu pacienta.

Při plánovacím CT se provádí transverzální řezy o hustotě 2-10 mm (IMRT 3 mm), nebo dle potřeby. (Hynková & Šlampa, 2012)

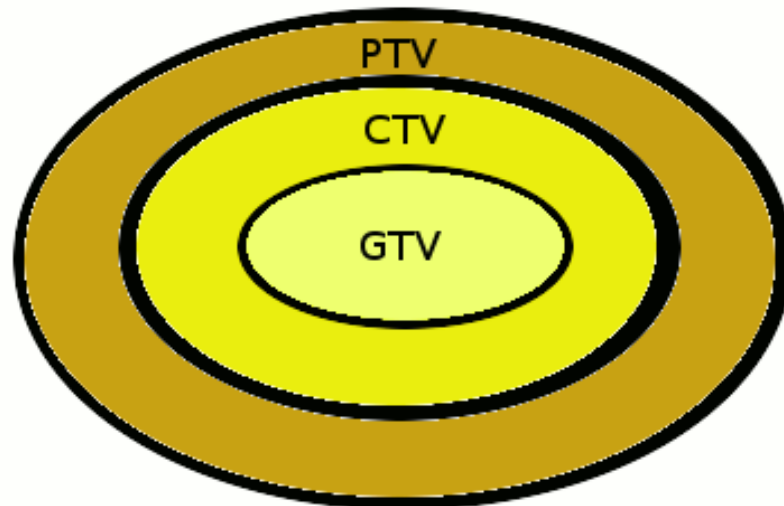
1.3.1 Plánování léčby

Při plánování léčby spolupracuje lékař a radiační fyzik či radiologický asistent. V této fázi radioterapie se optimalizují požadavky na aplikovanou dávku a šetření okolní zdravé tkáně. Na plánovací konzoly si lékař značí na vybraných CT skenech obrys cílového objemu a kritických orgánů ve třech rovinách. Pomocí speciálního programu se určí uložení izocentra vůči „nulovému bodu“. Provádí se pomocí plánovacího systému 3D rekonstrukce. Dávka záření se určuje podle stanov ICRU. K přesnějšímu zobrazení se může provést magnetická rezonance (MR) či pozitronová emisní tomografie (PET).

1.3.2 Objemy v plánování

- GTV (gross tumor volume) – oblast vlastního nádoru (Obr. 5)
GTV je určen zobrazovacími metodami nebo palpačně při klinickém vyšetření.
- CTV (clinical target volume) – klinický cílový objem (Obr. 5)
Objem zahrnující vlastní nádor (GTV) a potenciální mikroskopické maligní onemocnění.
- PTV (planning target volume) – plánovaný cílový objem (Obr. 5)
Tento geometrický koncept, zahrnuje CTV a bezpečnostní lem, dále se zohledňují fyziologické pohyby nádoru, změny tvaru a velikosti tkání v CTV (různě naplněný močový měchýř) či chyby v nastavení pacienta.
- Treated volume (TTV) – objem zahrnutý izodózou
- ITV (irradiated target volume) – oblast vystavena ionizujícímu záření

- Kritické orgány – Jsou zdravými tkáněmi, jejichž radiosenzitivita může mít vliv na plánování léčby či předepsanou dávku. (Binarová, 2010), (Hynková & Šlampa, 2012)



Obrázek 5 - Objemy plánování (zdroj: Odrážka 2010)

1.3.3 Izodózní plán

Plánovací systém vypočítává izodózní plán, lékař určí dávku záření, frakcionaci a ozařovací techniku. Následně je vypočítána dávková distribuce v cílovém objemu a kritických strukturách. Radiologický fyzik někdy tvoří více variant, které se vyhodnocují a porovnávají pomocí dávkově objemových histogramů (DVH – dose volume histogram).

Výsledkem takového plánování je izodózní plán obsahující parametry nastavení lineárního urychlovače (poloha stolu, poloha hlavice urychlovače, nastavení lamel, úhel kolimátoru, aplikovaná dávka). (Šlampa & Petera, 2007)

1.3.4 Simulace

Simulace se provádí podle ozařovacího plánu, kdy se zakresluje izocentrum na kůži pacienta. Dále se kontroluje správnost plánu. Simulace se provádí na klasickém RTG simulátoru či CT simulátoru. (Šlampa & Petera, 2007)

1.3.5 Verifikace

Verifikační systém zajišťuje vzájemnou komunikaci a přenos dat, které jsou umožněny softwarovou sítí. Ta spojuje simulátor, plánovací systém a lineární urychlovač. Při prvním vstupu pacienta se nastaví jeho identifikační údaje a jednotlivé parametry ozařování do ozařovače. Ozařovač je pak schopný automaticky nastavovat ozařovací podmínky u konkrétního pacienta. Systém se spustí, jen pokud tyto zadané údaje souhlasí. (Šlampa & Petera, 2007)

1.3.6 Inverzní plánování

Pro metodu ozařování IMRT bylo vytvořeno takzvané inverzní plánování, které je odlišné od konvenčního plánování. Požadovaná dávka do cílové tkáně se určuje po přesném zaměření cílového objemu, kritických tkání a orgánů, a to na jednotlivých CT řezech. Dále se určují maximální přípustné dávky pro kritické orgány a okolní zdravé tkáně. Po těchto úkonech vzniká 3D model dávky. Plánovací systém navrhne počet ozařovacích polí, jejich tvar, dávkové příkony, úhly ozařovače na gantry a to vše automaticky. Oproti tomu při konvenčním plánování se tyto úkony prováděly manuálně. (Binarová, 2010)

Postup inverzního plánování spočívá v určení požadovaného rozložení dávky, definice limitů a závažnosti parametrů. Pro správné využití IMRT techniky je důležité správně určit cílové objemy, proto je důležitá znalost anatomie cílového objemu a znalost charakteru šíření tumorů. Po správném určení cílového objemu jsou určeny požadované dávky a jejich limity. Poté se uvádí jejich priorita (největší oblast tumoru a kritické struktury). Stejně jako u konvenčního plánování je dalším krokem optimalizace. Optimalizace probíhá opakovaně, systém mění intenzitu jednotlivých svazků záření a to pro zajištění optimální dávky, která je požadovaná, oproti té, kterou vypočítal. Ozařovací plán se hodnotí na CT řezech pomocí DVH stejně jako u 3D-CRT. V porovnání s konvenčním plánováním je zde možnost optimalizace nesrovnatelně větší. (Kolářová et al., 2008), (Odrážka, et al. 2012)

Jako každá metoda má i inverzní plánování své nevýhody, jako jsou pořizovací cena, časová náročnost plánování i ozařování. Dále dochází v důsledku verifikace pacienta ke zvýšení integrální dávky. Jelikož se zmenšují ochranné lemy, je pro správnou aplikaci dávky pozice pacienta velmi důležitá. (Binarová, 2010)

1.4 Radiační léčba karcinomu prostaty

Karcinom prostaty je nejčastějším onkologickým onemocněním mužů. (Kliment, 1999)

Histologicky je nejčastěji se vyskytujícím maligním nádorem prostaty adenokarcinom, který je hormonálně dependentní. Tento karcinom zpravidla vzniká v periferní části žlázy. Kvůli tomuto umístění nemusí mít nemocný v počátečním stadiu žádné obtíže. (Doležel, 2011), (Dušek, 2014)

Ve většině případů je počátek onemocnění asymptomatický. Na přítomnost tohoto onemocnění nás však může upozornit zvýšená hladina PSA (prostatický specifický antigen). Pokud pacient zaznamená subjektivní obtíže, jedná se ve většině případů o pokročilé onemocnění. Obtíže, které pacient může pozorovat v raném stádiu, jsou podobné obtížím jako při nezhoubném zvětšení prostaty. Patří sem obtíže s močením označovány jako LUTS (Lower Urinary Tract Symptom) či obtížné a časté močení. U pokročilého karcinomu prostaty symptomy zahrnují úbytek na váze, přetrvávající bolesti kyčlí, páteře či zad nebo nepříjemné pocity v oblasti pánve. (Petruželka et al., 2003), (Novotný et al., 2005), (Adam et al., 2010), (Binarová, 2010), (Doležel, 2011)

Stanovení diagnózy se provádí několika způsoby. Jedním je vyšetření per rektum (screening starších mužů). Dominantní byl zejména v době před zavedením vyšetření PSA (prostatický specifický antigen). V dnešní době už není tak významný, ale i nadále by mělo být toto vyšetření kombinováno s vyšetřením PSA, a to z důvodu, že i při normální hodnotě PSA je tak stále diagnostikováno 25 % nádorů prostaty. (Dvořáček, 2005), (Doležel, 2011)

Druhou již zmíněnou metodou je hladina PSA. Tento protein je tvořen jak normálními, tak rakovinnými buňkami prostaty. Zvýšené hodnoty PSA se objevují, jestliže je prostata vystavena nestandardním podmínkám, jako je infekce či právě rakovina. (Binarová, 2010)

- Primární nádorová diagnostika

Transrektální ultrasonografie (TRUS) – tato zobrazovací metoda, posuzuje kromě objemu patologického ložiska také hodnocení jeho vztahu s okolím (semenné vajíčky, rektum, pouzdro prostaty). Dále se pomocí kombinace TRUS s biopsií provádí histologické ověření nádoru.

Magnetická rezonance (MR) – učinila výrazný pokrok v zobrazování prostaty. Využívá se tzv. MR spektroskopie, která se v případě prostaty zaměřuje na poměr citrátu a cholinu. Oba jsou sice produkovány nenádorovými buňkami, ovšem při výskytu nádoru se liší jejich vzájemný poměr. Kombinací MR a MRS se tak zvyšuje senzitivita až na 95 % se specifitou 91 %. (Doležel, 2011)

CT a UZ břicha jsou pro určení rozsahu nádoru limitovány. (Doležel, 2011)

Spect a PET (jednofotonová a pozitronová emisní tomografie) se využívá k přesnější lokalizaci ložiska. Dále se může zhotovit scintigrafie skeletu pro odhalení metastáz či RTG plic a UZ jater.

- TNM klasifikace, Gleasonovo skóre

Pro určení léčebného postupu u karcinomu prostaty je důležité určení klinického stádia (staging), které se zjišťuje TNM klasifikací, a určení histologického stupně malignity (grading) pomocí Gleasonova skóre (GS) a hladiny PSA.

Zjištěním těchto kritérií se pacienti dělí do skupin podle rizika recidivy na nízké, střední a vysoké riziko (NCCN). (Šlampa & Petera, 2007), (Adam et al., 2010), (Doležel, 2011)

Tab. 1 Indikace zevní radioterapie v kurativní léčbě karcinomu prostaty

	Metoda	Dávka
Primární radioterapie		
nízké riziko (T1-2a, GS 2-6, PSA < 10 ng/ml)	3D-CRT/IMRT - IGRT	75,6-79 Gy (NCCN) ≥ 74 Gy (EAU)
střední riziko (T2b-c, GS 7, PSA 10-20 ng/ml)	IMRT - IGRT ± HT 4-6 měsíců	78 - ≥ 80 Gy (NCCN) 78-80 Gy (EAU)
vysoké riziko (T3, GS 8-10, PSA > 20 ng/ml)	IMRT - IGRT + HT 2-3 roky + HT 4-6 měsíců při nižším GS (EAU)	78 - ≥ 80 Gy (NCCN)
Pooperační radioterapie		
pT3, pozitivní okraj, nenulové PSA	3D-CRT/IMRT	60-66 Gy
Záchranná radioterapie		
stoupající hodnota PSA po RP (optimální při PSA ≤ 0,5 ng/ml)	3D-CRT/IMRT	66-70 Gy

Upraveno podle doporučení EAU - European Association of Urology (www.uroweb.org) - verze leden 2011,
NCCN - National Comprehensive Cancer Network (www.nccn.org) - verze 4-2011, and NCI - National Cancer Institute (www.nci.nih.gov) - verze leden 2012.
Každodenní korekce pozice pacienta (IGRT) je doporučena při použití dávky ≥ 75 Gy.
3D-CRT - trojrozměrná konformní radioterapie; IMRT - radioterapie s modulovanou intenzitou;
IGRT - radioterapie řízená obrazem; RP - radikální prostatektomie

Tabulka 1 – Indikace zevní radioterapie v kurativní léčbě karcinomu prostaty

(Zdroj: Odrážka et al., 2012)

Před definitivním určením, jak se bude pacient léčit, je také důležité zhodnotit celkový stav pacienta a odhadnout dobu jeho přežití (Tab. 1).

1.4.1 Brachyterapie

Jedná se o metodu lokální radioterapie, kdy je zdroj záření v těsném kontaktu s nádorovým ložiskem. Zdroj záření je zaveden punkcí či implantací přímo do ložiska, příkládá se na povrch nádoru či se zavádí přímo do tělesných dutin (např. dělohy). Výhodou brachyterapie je, že nejvyšší intenzita záření se nachází u nádoru, zatím s vyšší vzdáleností od zářiče intenzita prudce klesá. Díky tomuto faktu je možné dodat vysokou dávku do nádorového ložiska, povětšinou bez nebezpečí většího poškození zdravých okolních tkání. (Binarová, 2010)

V případě aplikace záření u karcinomu prostaty se využívá zavádění buď permanentního zdroje záření (LDR – low dose rate), anebo krátkodobého (HDR – high dose rate). Jako permanentní radionuklid se používá ^{125}I , který má relativně nízkou aktivitu, což je nevýhodné pro rychle rostoucí nádory. Proto je v těchto případech vhodnější použití palladia ^{103}Pd . Tyto radioizotopy se zavádí transperineálně pod transrektální ultrazvukovou kontrolou (TRUS) v podobě radioaktivních zrn. Dočasná intersticiální implantace (HDR brachyterapie) se většinou kombinuje se zevní radioterapií. Zde se využívá radioizotop ^{192}Ir (iridium), který má vysoký dávkový příkon (HDR). Hlavním rozdílem permanentní a dočasné implantace je modulace dávkové distribuce. Ta je v případě permanentní implantace podmíněná počtem a rozložením implantovaných zrn. Při dočasné brachyterapii závisí dávková distribuce na upravení pozice zdrojů a časů. Dočasná i permanentní implantace je kombinovaná se zevní radioterapií nebo je aplikovaná samostatně. (Šlampa & Petera, 2007), (Soumarová, 2010), (Doležel, 2011)

1.4.2 Protonová léčba

V posledních letech došlo k intenzivnímu vývoji v oblasti radioterapie. I přes pokrok v léčbě využívající fotony je vývoj této metody limitován vlastnostmi fotonového svazku záření.

Zde nachází své místo protonová terapie, která nabízí zlepšení v dávkové distribuci záření v těle pacienta. Dávka na zdravé tkáně je redukována, což vyplývá z teorie o absorpci protonů v tkáních.

Léčba protony se stále zdokonaluje a nyní už disponuje totožným vybavením jako fotonová terapie, ovšem v kombinaci s fyzikálními výhodami protonů. Indikace protonové léčby je v některých případech akceptována, ale je i předmětem odborných diskuzí.

Z fyzikálního pohledu je tato terapie revoluční metodou v radioterapii, oproti fotonové terapii využívá odlišné fyzikální interakce k dodání dávky do cílového objemu, ale radiobiologický princip zde zůstává stejný. Energie předaná protony při průchodu materiálem podél své dráhy je zpočátku jen v malé míře. Maxima dosahuje až na konci své dráhy – tzv. Braggův peak (BP, oblast široká několik *mm*). Předáním energie se tyto částice v tkáni zastaví, z čehož vyplývá relativně nízká dávka před a nulová dávka za nádorovým ložiskem.

Klinické využití protonové léčby při karcinomu prostaty je složitější. Pro tuto oblast chybí randomizované studie. Jediná randomizovaná studie, která zahrnuje léčbu protony, byla studie srovnávající dvě dávkové hladiny, nikoli ale protonovou a fotonovou terapii. Tato studie však prokázala velmi dobrou toleranci léčby, a to i díky využití protonového boostu, jenž byl použitý po fotonové radioterapii do dávky 50 Gy. Následný protonový boost byl proveden 4krát po 5 Gy. Výsledky 5letého přežití bez biochemické progresse jsou udávány pro nízké riziko 100 %, pro střední riziko 95 % a pro vysoké riziko 74 %.

Hodnocení této léčby u karcinomu prostaty je obtížné, a to vzhledem k množství využívaných léčebných modalit na tuto oblast. Pokud se ale jedná o studie hodnotící toxicitu protonové léčby, kterých je velká řada, jsou popisované výsledky velmi slibné. (Kubeš, 2013), (Kubeš, 2018)

1.4.3 Zevní radioterapie karcinomu prostaty

Obecný princip zevní radioterapie je již popsán výše. V případě kurativní léčby karcinomu prostaty se v dnešní době využívá techniky IMRT, RapidArc s IGRT taktikou.

IMRT

Při léčbě karcinomu prostaty byla nahrazena 3D-CRT radioterapií s modulovanou intenzitou svazku IMRT.

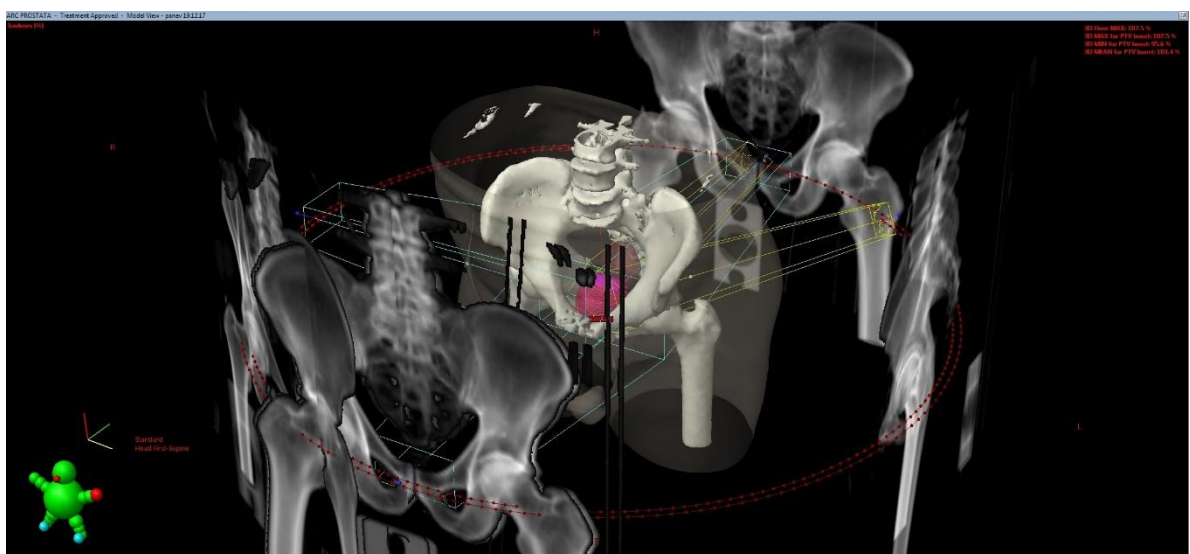
Tato moderní technika ozáření umožňuje ve srovnání s konvenční radioterapií lepší prostorové rozložení dávky, a to hlavně u orgánů konkávního tvaru. Tomuto tvaru odpovídá prostata se semennými vajíčky. Díky lepší prostorové distribuci dávky je možné větší šetření zdravých tkání a aplikace vyšších dávek. (Binarová, 2010), (Čoupková et al., 2011), (Odrážka et al., 2012)

Při použití IMRT metody a 3D-CRT při 81 Gy, bylo provedeno srovnání histogramů obou metod, po kterém byl vyvozen závěr, že IMRT metoda je přesnější v pokrytí PTV a kritické orgány obdržely nižší expozici. Ve srovnání těchto dvou metod se ale významně nelišila akutní toxicita. Ovšem u IMRT se prokázala významně nižší pravděpodobnost rozvoje chronické rektální toxicity 2. stupně po uplynutí 2 let.

IMRT rovněž umožňuje zářit na různé cílové objemy a to i různou dávkou během jedné frakce. Tuto techniku označujeme jako Simultánní integrovaný boost (SIB). Díky této metodě je možné ozářit objemy, které mají rozdílná rizika recidivy. (Doležel, 2011)

RapidArc

RapidArc patří mezi další moderní metody ozařování. Je to vysoce konformní radioterapie s modulací svazku záření. Potřebná dávka záření je 3D tvarovaná, dodání do cílového objemu probíhá během rotace ramene ozařovacího přístroje kolem pacienta (Obr. 6). Rozdílem oproti technice IMRT je vyšší rychlost ozáření, současně je pacient vystaven nižší radiační zátěži. (Soumarová et al., 2012)



Obrázek 6 – Plán léčby rakoviny prostaty s využitím technologie radioterapie IMRT - RapidArc

(zdroj: RTO České Budějovice)

IGRT

Obecně o využití IGRT můžeme říct, že by se měla využívat tam, kde je vysoká variabilita polohy cílového objemu mezi frakcemi.

IGRT verifikace by měla být využívána také u pacientů léčených pomocí IMRT, aby byla zajištěna kvalitní kontrola nepřesností, možný pohyb pacienta nebo orgánů a kontrola chyb nastavení.

Jednou z klíčových diagnóz pro využití IGRT je karcinom prostaty, kde se aplikuje vysoká dávka do cílového objemu. Také jsou v této oblasti neopomenutelné kritické struktury (rektum, močový měchýř, semenné vajíčky, kličky střeva). Dalším důvodem pro využití IGRT je i fakt, že prostata je pohyblivý orgán. Tento pohyb závisí na náplni rekta. Z klinických studií vyplývá, že naplněné rektum při plánování může zvýšit možnost biochemického relapsu choroby. (Vybíralová & Feltl, 2009)

Dalším přínosem IGRT je přesnější ozařování, tím pádem je možnost redukovat lem okolo prostaty. Povětšinou je tento lem okolo 10mm, dorsálním směrem může být okolo 8-10mm (kvůli šetření rekta). Při vhodné formě IGRT je možné lem zmenšit na 4-10mm. Tímto zmenšením bezpečného lemu se ozařuje menší cílový objem a tím pádem se šetří rektum a močový měchýř. (Odrážka et al., 2012)

Díky svým přednostem se IGRT rychle zařadila do léčebné praxe. (Doležel, 2011)

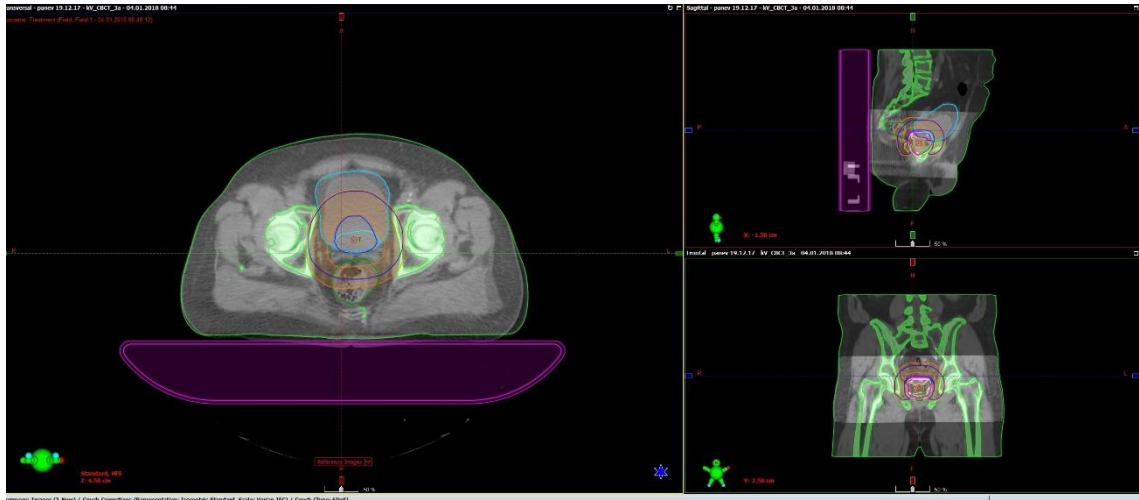
Potenciál IGRT je nesporný, prozatímni data o akutní toxicitě jsou povzbuzující, ale dlouhodobé výsledky zatím nejsou známé. (Odrážka et al., 2012)

1.4.4 Cílové objemy u lokalizovaného karcinomu prostaty

Pro zevní radioterapii prostaty, pokud jsou použity standardní zobrazovací metody, nelze definovat GTV. CTV pak zaujímá celou prostatu, kdy se do něj zahrnují i semenné vajíčky podle rizika onemocnění. Při zakreslování prostaty v plánovacím CT je vhodné použití MR, jelikož se na T2 skenech ukázala jako přesnější než na CT. PTV se zakresluje v plánovacím CT automaticky, kdy se přidává lem okolo CTV (Obr. 7).

Zakreslení cílových objemů se liší pro nízké, střední a vysoké riziko.

Při samostatné radikální radioterapii (kurativní) CTV-1 zahrnuje oblast prostaty s lemem (do 0,5 cm) a semenné vajíčky, pokud jsou postižené nebo je riziko jejich postižení. Dále uzlinové oblasti, pokud je i zde riziko jejich postižení. Dávky při samostatné radioterapii na prostatu či prostatu se semennými vajíčky jsou pak 60 Gy/20 frakcích, 5 frakcí/ týden. (Novotný et al., 2012)



Obrázek 7 – Cílové objemy karcinomu prostaty a kritické orgány

(zdroj: RTO České Budějovice)

Potřebná dávka (dosycení) na prostatu, semenné vajíčky a na uzlinové oblasti se dodává pomocí SIB (simultánní integrovaný boost), pro prostatu a semenné vajíčky do dávky 82 Gy a pro lymfatické uzliny do 57,4 Gy. (Novotný & Vítek, 2012)

Při pooperační radioterapii (adjuvantivní), po radikální prostatektomii zaujímá CTV-1 oblast lůžka prostaty a semenné vajíčky. CTV-2 zaujímá při salvage terapii pouze lůžko prostaty. Dávky pro CTV-1 jsou do 64 Gy a pro CTV-2 6 Gy. (Novotný & Vítek, 2012)

Pokud je aplikovaná dávka 78 Gy a vyšší, vždy by měla být spojena s použitím IGRT (radioterapie řízené obrazem). (Doležel, 2011)

1.4.5 Kritické orgány u lokalizovaného karcinomu prostaty

Kritické orgány jsou rektum, močový měchýř (Obr. 6), kličky tenkého střeva a hlavice femurů. Příklady dávek na jednotlivé kritické struktury jsou popsány v Tab. 2.

Tabulka 2 - Dávky na kritické orgány

Rektum	Dávku 70 Gy obdrží max.	25 % objemu
Močový měchýř	Dávku 70 Gy obdrží max.	35 % objemu
Femury	Dávku 50 Gy obdrží max.	5 % objemu

(Zdroj: Šlampa 2007)

1.4.6 Poloha a příprava pacienta před ozáření

Pacient je uložen do supinační polohy s fixačními pomůckami, kdy ruce jsou položeny na prsou nebo jinak fixovány dle standardů konkrétního pracoviště.

Příprava pacienta před zahájením terapie zahrnuje dietní a režimová opatření z důvodu ovlivnění náplně střeva a také močového měchýře. Pacient je o těchto opatřeních řádně informován, tato opatření začne dodržovat minimálně týden před plánovacím CT a MR. Zda je pacient dodrhuje, se kontroluje v průběhu terapie pomocí CBCT.

1.4.7 Verifikace IGRT taktikou

Verifikace polohy pacienta před ozáření je velmi důležitá. Díky pokroku ozařovacích metod jsou menší bezpečnostní lemy, a proto se klade důraz na využití přesnějších verifikačních systémů, aby cílový objem obdržel dávku shodnou s dávkou plánovanou. Poloha pacienta by měla být reprodukovatelná, ale některé pohyby lidského těla se nedají ovlivnit či předpovídat. Nepředvídatelné jsou i pohyby prostaty, u níž se její poloha může měnit, dále pohyby peristaltiky, které se mění během několika sekund. (Van Herk, 2007)

Ovšem některé pohyby cílového objemu můžeme předpokládat, a to v důsledku náplně močového měchýře či rekta. Proto je důležitá co nejlepší připravenost pacienta před každým ozáření.

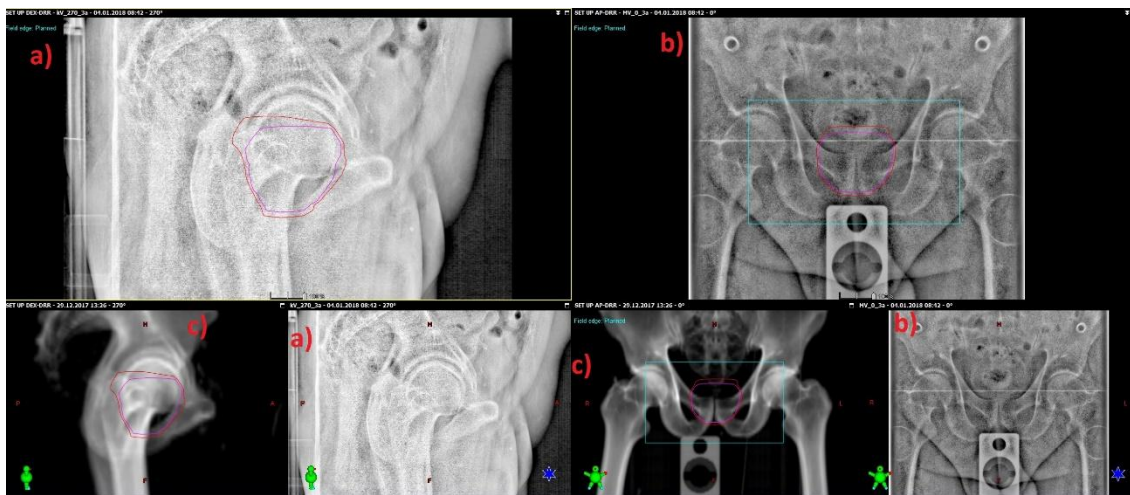
IGRT technika využívá zobrazovací metody k verifikaci nebo změně polohy pacienta, a to před nebo v průběhu ozařování. Označuje se jako obrazem řízená radioterapie. IGRT tedy není „nová“ ozařovací technika, ale kombinace ozařovací techniky IMRT

s verifikačním systémem. V praktickém využití je IGRT je přínosem ve zpřesnění pozice nádoru a svazku záření během léčby zářením. Díky této kontrole a redukci nepřesností je možné zmenšení bezpečnostních lemů, proto lze ozařovat pouze nádor a menší část zdravé okolní tkáně.

Nastavení na lineárním urychlovači se provádí ve stejné poloze, jako bylo pořízené plánovací CT, aby bylo zajištěno, že rozložení dávky na CT plánu bude odpovídat skutečnému rozložení dávky u pacienta.

Standardní postup u každého pacienta začíná příchodem a uložením pacienta do odpovídající polohy na stole. Poté se provádí první základní nastavení ozařovací pozice s použitím laserového zaměření. Ozařovací místnost je vybavena lasery, které se zaměří na kůži vyznačené značky (nebo vyznačených na fixační pomůcce). Zaměření ovšem není příliš přesné (odchylky 3 mm), proto jsou součástí přístroje i další verifikační systémy.

Dalším verifikačním systémem jsou verifikační snímky MV-kV získané přímo na lineárním urychlovači. Tyto snímky jsou vyhodnocovány radiologickým asistentem manuálně. Radiolog porovnává tyto snímky online s DRR obrazy (digitálně rekonstruovaný rentgenogram), což je snímek z plánovacího CT (Obr. 8). Snímky jsou porovnány dle kostěných struktur, či kalcifikací v pacientově močovém měchýři, nebo dle zavedených markerů, pokud jsou přítomny. Verifikační snímky MV-kV jsou prováděné před každým ozářením, odchylky naměřené do 3 mm jsou tolerovány. Pokud jsou odchylky větší, je nutné provést posun stolu, a tím je korigovat aby bylo zajištěno správné ozáření cílového objemu. Odchylky jsou měřeny ve směru longitudiálním, laterálním, vertikálním a dále i odchylky v rotaci ozařovaného objemu. Ty jsou udávány ve stupních. Teprve po těchto krocích může být spuštěno samotné ozařování. (Dušková & Stýblová, 2018)



Obrázek 8 – Verifikace prováděná porovnáváním MV-kV snímků s DRR obrazem a) kV snímek v bočné projekci b) MV snímek v AP projekci c) DRR snímek z plánovacího CT

(zdroj: RTO České Budějovice)

V českobudějovické nemocnici je standardem využití dalšího verifikačního systému, CBCT (Cone beam CT), které se provádí před prvními třemi ozářeními, aby se vyloučily systematické chyby, a ke kontrole přípravy pacienta. Tu je nutné dodržovat. Součástí CBCT je kV rentgenka (2 dimenzionální detektory). Díky těmto detektorům, CBCT během jedné rotace o 360° pořídí sérii snímků. Trojrozměrný obraz je pak získán rekonstrukčním algoritmem, podobně jako u klasického CT. Pořízením těchto snímků můžeme porovnávat CT verifikační s CT pořízeným plánovacím systémem nebo s referenčním snímkem z CT-simulátoru.

Obraz CBCT poskytuje dobře rozlišitelné struktury (kosti, tuk, cévy, svaly, orgány), díky nimž se lépe vyhodnocuje velikost a směr odchylek. Vyhodnocení je možné provést automaticky či manuálně. Automatické srovnání odchylek provádí software, který srovnává nastavené oblasti zájmu (ROI - region of interest), odstíny šedi a kostěné struktury. Manuální hodnocení provádí odborný personál a srovnání je na stejném principu jako u automatického. Je však časově náročnější.

CBCT má řadu výhod, a to velikost získaného obrazu (až 50 cm transversální řez, a 25 cm kraniokaudální rozměr), nebo poměrně rychlé získání obrazů (35 až 100 sekund). Za nevýhodu můžeme považovat menší kvalitu obrazu oproti plánovacímu CT a větší radiační zátěž pacienta. Dávka během jedné rotace okolo pacienta je menší než 3 cGy.

Standardně se CBCT provádí 3krát během prvního týdne, následně jednou týdně a při změně boostu. Vyhodnocení provádí radiologický asistent ve spolupráci s lékařem. Pokud je třeba opakovaně korigovat polohu pacienta pomocí pohybu stolu a je lékařem shledáno, že pacient má nedostatečně fixovanou prostatu, která je významně pohyblivá, je u takového pacienta nastaven individuální režim s každodenním CT. (Dušková & Stýblová, 2018)

2 Cíl práce

Cílem praktické části mé práce je popis metody IGRT, jakožto mladší metody verifikace, zaměření cílového objemu a tím i polohy pacienta. Dalším cílem je vyhodnocení případných rozdílů v odchylkách provedených posunů ozařovacího stolu dle 2D snímků MV-kV v porovnání s provedenými posuny stolu na základě Cone Beam CT (CBCT). Touto studií bych chtěla poukázat na důležitost a nezbytnost použití CBCT verifikace, v bakalářské práci zaměřenou na verifikaci při ozařování karcinomu prostaty.

3 Výzkumná otázka

Výzkumná otázka byla stanovena: Jak velké jsou odchylky při použití verifikace polohy pacienta pomocí snímků MV-kV v porovnání s CBCT?

4 Metodika

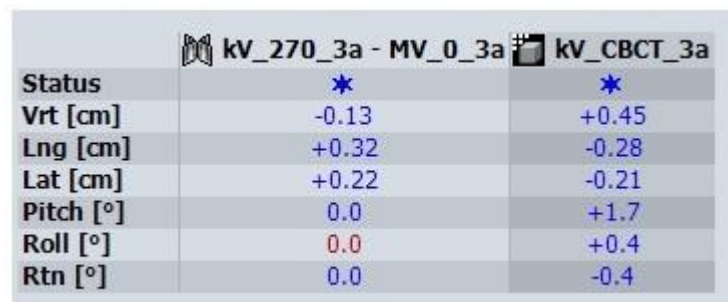
Metoda radioterapie řízené obrazem – IGRT byla v této práci doplněna informacemi o ionizujícím záření, principu ozařování, metodách ozařování (3D-CRT, IMRT) a způsobech verifikace, aby byl hodnotitelný pokrok a rozdíly v různých metodách ozařování.

Metodika výzkumu se zabývá studiem dostupné literatury, rešerší zdrojů zabývajících se IGRT metodou a shromážděním naměřených odchylek při použití verifikace pomocí MV-kV snímků a CBCT u karcinomu prostaty.

Podklady pro vypracování této bakalářské práce byly zaznamenávány v Nemocnici České Budějovice a.s., stejně jako naměřené odchylky důležité k prokázání přínosu CBCT při verifikaci polohy pacienta s diagnózou karcinomu prostaty. Literatura byla použita v knižní podobě, z odborných článků, periodik a odborných prací zaměstnanců nemocnice České Budějovice.

Shromáždění naměřených odchylek jsem prováděla pod dohledem radiologického asistenta v českobudějovické nemocnici. Byl vytvořen soubor 54 pacientů, kteří se zde léčili s karcinomem prostaty (diagnóza C61) v Českých Budějovicích.

Údaje o velikosti odchylek byly zpětně získávány ze systému Aria, kam se zaznamenávají odchylky naměřené jak pro 2D snímky MV-kV, tak pro CBCT (Obr. 9). Odchylky použité pro účely této bakalářské práce byly zaznamenány v ty dny, kdy byla současně provedena verifikační metoda MV-kV a CBCT.



	🔊 kv_270_3a - MV_0_3a	📷 kv_CBCT_3a
Status	*	*
Vrt [cm]	-0.13	+0.45
Lng [cm]	+0.32	-0.28
Lat [cm]	+0.22	-0.21
Pitch [°]	0.0	+1.7
Roll [°]	0.0	+0.4
Rtn [°]	0.0	-0.4

Obrázek 9 – Příklad naměřených odchylek, uložených v systému Aria

(zdroj: RTO České Budějovice)

Všechny odchylky jsem si zapisovala a vytvořila tabulku pro každého pacienta, kdy v páru MV-kV snímek a CBCT odpovídá jednomu dni ve frakcionačním schématu. V každé z uvedených tabulek jsou zvýrazněny významné odchylky nad 3 mm pro CBCT, jež jsou předmětem zkoumání.

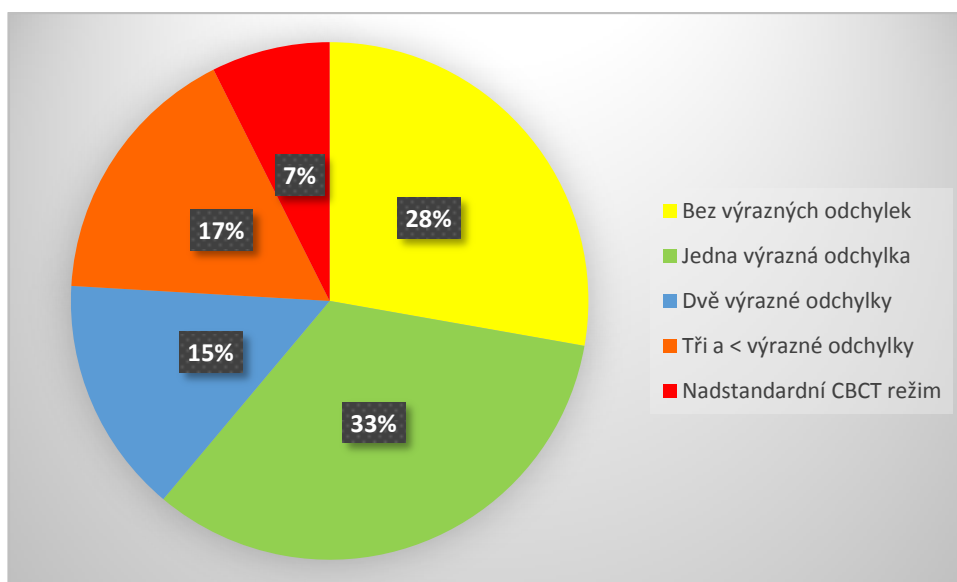
IGRT verifikace pomocí CBCT je v Českých Budějovicích v provozu od roku 2015. CBCT poskytuje 3D obraz ozařované oblasti podobně jako spirální CT. Umožňuje tak radiologickému asistentovi a lékaři porovnání s plánovacím CT, kde jsou zřetelné nejen kostěné struktury, ale i další anatomické struktury jako tělesný tuk, svaly, orgány a cévy.

Porovnávání dle CBCT je již v českobudějovické nemocnici zavedeným standardem. CBCT poskytuje aktuální zobrazení polohy pacienta před začátkem ozařování a srovnává ji s plánovacím CT obrazem. Jako každá verifikační metoda má za cíl především eliminovat nepřesnosti v nastavení.

5 Výsledky

Soubor zkoumaných hodnot, se kterými jsem pracovala, tvoří 54 pacientů. Všichni pacienti ze zkoumaného souboru byli léčeni nebo se stále léčí na radioterapeutickém oddělení v českobudějovické nemocnici. Ozařovanou oblastí u všech těchto pacientů je oblast prostaty, tedy pacienti s diagnózou C61. Použitou ozařovací technikou u těchto pacientů byla IMRT technika a RapidArc s IGRT verifikací.

Každému pacientovi jsem přiřadila tabulku, do které jsem zapisovala naměřené odchylky. Ty v *mm* udávají odchylku od cílového objemu, hodnoceny jsou vždy v páru dle MV-kV snímků a CBCT. Dále tato tabulka obsahuje hlavičku, kde jsou uvedené odchylky v daném směru a rotaci. Směrové odchylky jsou vertikální (svislá osa), longitudinální (procházející středem těla od temene po kostrč), laterální (do strany) a dále odchylky v rotaci pitch (rotace stolu ve směru „ANO“, klonění), roll (rotace stolu ve směru „NE“, klopení) a rtn (izocentrická rotace stolu). Z kapacitních důvodů jsem do přílohy uvedla jen tabulky pacientů s nadstandardním režimem verifikace. Dále jsem vytvořila souhrnnou tabulku (Tab. 3), která obsahuje všech 54 pacientů. V této tabulce je zaznamenán počet provedených CBCT. U těchto provedených CBCT verifikací jsem číselně vyjádřila výskyt výrazných odchylek nad 3 mm. Z této souhrnné tabulky (Tab. 3), jsem dále vytvořila výsečový graf, který zobrazuje procentuální zastoupení výrazných odchylek u všech 54 pacientů (Obr. 10).



Obrázek 10 – Procentuální zastoupení výrazných odchylek u všech 54 pacientů

Pro hodnocení přínosu CBCT verifikace a zjištění kvality verifikace dle snímků MV-kV byl vytvořen soubor 54 pacientů, u kterých bylo dohromady zaznamenáno 480 naměřených odchylek a to v páru MV-kV a CBCT pro jeden den ve frakcionačním režimu.

Z celého zkoumaného souboru nebyly zjištěny výrazné odchylky při CBCT verifikaci u 15 pacientů, tedy u 28 %, kteří jsou v souhrnné tabulce vyznačeni žlutou barvou. U těchto pacientů bylo zaznamenáno 93 CBCT verifikací s odchylkami >3 mm, jež jsou v českobudějovické nemocnici tolerovány. Z toho vyplývá, že 15 pacientů mělo odchylku menší nebo rovno 3 mm u všech provedených CBCT verifikací, tedy v těchto případech by daná oblast byla ozařovaná správně už na základě MV-kV verifikačních snímků. To znamená, že cílový objem byl správně zaměřen za pomoci srovnání dle kostěných struktur, nebo pokud, jsou přítomny, dle kalcifikací obsažených v močovém měchýři. U těchto pacientů lze dojít k závěru, že prostata nebyla výrazně pohyblivá, ale dostatečně fixovaná měkkými tkáněmi. Také lze říci, že tito pacienti správně dodržovali nařízenou přípravu před ozářením.

Dále jsou v souhrnné tabulce vyznačeni pacienti s jednou výraznou odchylkou při CBCT verifikaci (tzn. <3 mm), kterých je 18 z celého zkoumaného souboru, tedy 33 %. Tito pacienti jsou pro lepší orientaci vyznačeni zelenou barvou. Naměřeno bylo 133 CBCT verifikací a po prozkoumání všech těchto odchylek byla výrazná odchylka u všech 18 pacientů naměřena jen jednou. Při procházení těchto souborů dat bylo zřejmé, že tato jedna odchylka se objevuje v 50 % případů během prvních třech verifikačních CBCT, které jsou standardně prováděné první týden ozařovacího kurzu. Díky těmto prvním třem verifikacím se dají objevit systematické chyby v nastavení pacienta a provést jejich korekci. Po této korekci se již dále výrazné odchylky neobjevují a není třeba použití nadstandardního CBCT režimu. Jedním z důvodů výskytu jedné výraznější odchylky může být i nedostatečná příprava pacienta před ozařováním, nejde ovšem o nespolupráci pacienta. Pacient musí mít správně naplněný močový měchýř, což pro pacienty s karcinomem prostaty není jednoduché. Důvodem může být problém s udržení moči, anebo nedostatečně vyprázdňovaný konečník. I když mají tito pacienti v celém ozařovacím kurzu pouze jednu větší odchylku < 3 mm, nelze říci, že by u nich byla dostatečná verifikace dle 2D snímků. Bez odstranění počáteční odchylky je možné, že by byla chyba po celý ozařovací kurz.

Další skupinou pacientů jsou ti, u kterých jsem zaznamenala odchylku $< 3\text{mm}$ při CBCT verifikaci, a sice ve dvou případech z celého ozařovacího kurzu. Takovýchto pacientů z 54 náhodně vybraných jsem zaznamenala 8. U těchto 8 pacientů bylo provedeno celkem 57 verifikací pomocí CBCT. V souhrnné tabulce jsou vyznačeni modrou barvou. Při procházení naměřených hodnot v tabulkách se tyto výraznější odchylky taktéž vyskytovaly, a to během prvních třech verifikačních CBCT prováděných první týden ozařování. Tyto výraznější odchylky jsou též odstraněny po prvních třech verifikačních CBCT, kdy se ve většině případů jedná o systematickou chybu. Po odstranění této výraznější odchylky jsou následující CBCT verifikace již s tolerovanými odchylkami do 3 mm. Některé odchylky se ovšem vyskytovaly náhodně během ozařovacího kurzu, mimo první tři verifikační CBCT. Důvodem takového výskytu odchylek může být pohyb pacienta při nastavení do ozařovací polohy, proto je důležité, aby zvolená poloha byla jak reprodukovatelná při každém ozáření, tak i pohodlná. Dalším důvodem může být měnící se kompozice pacienta, kdy pacienti s diagnostikovaným karcinomem prostaty mohou výrazně měnit svou váhu během této léčby zářením. V některých případech může být důvodem nespolupracující pacient či nedostatečná příprava před ozářením (tzn. nedostatečné vyprázdnění konečníku nebo nedostatečná náplň močového měchýře).

Dále jsou v souhrnné tabulce vyznačeni pacienti, u kterých jsem zaznamenala výraznou odchylku $< 3\text{ mm}$ ve třech, čtyřech a pěti měřeních. Tito pacienti jsou vyznačeni v souhrnné tabulce oranžovou barvou. Zaznamenáno bylo 9 z 54 pacientů, což je 17%. Počet provedených verifikací na základě CBCT bylo 88. U 7 pacientů se jedna výraznější odchylka nad 3 mm vyskytovala během prvních třech verifikačních CBCT, tato odchylka je tedy z největší pravděpodobnosti systematická chyba, která je následně opravena překreslením izocentra. Zbylé odchylky byly náhodné, což můžeme připisovat nespolupráci pacienta nebo nedostatečné přípravě před ozářením. U 8 pacientů nebyl nastaven individuální verifikační režim. Pouze jeden pacient z těchto 9 měl nastaven každodenní CBCT verifikační režim. Zde se nejspíše jednalo o nespolupráci pacienta, pohyb pacienta během verifikace, neovlivnitelný pohyb rekta, nebo pohyb prostaty nedostatečnou fixací v oblasti malé pánve.

Poslední skupinu v souhrnné tabulce zaujímají pacienti s nestandardním, tedy každodenním CBCT verifikačním režimem. V tabulce jsou vyznačeni červenou barvou a z celého zkoumaného souboru 54 pacientů to jsou 4 pacienti, tedy 7 %. Celý zápis

odchylek u těchto pacientů je k dispozici v přílohách mé bakalářské práce. Dohromady bylo u těchto pacientů provedeno 110 verifikací dle CBCT. Jeden z pacientů ovšem během shromáždění potřebných údajů neměl dokončený ozařovací kurz, to znamená, že počet CBCT zde není konečný. V případě těchto 4 pacientů bylo nahlédnuto do jejich dokumentací, důvody k provádění každodenní CBCT verifikace byly především kvůli nepříznivému pohybu prostaty. Tento pohyb byl odhalen během prvních 3 verifikačních CBCT, kdy bylo zjištěno, že i přes dodrženu přípravu docházelo k pohybu rekta ve vertikálním směru nepříznivě do blízkosti prostaty. Tento jev byl odhalen na začátku léčby, kdy bylo provedeno 3krát za sebou CBCT, a na základě zjištěné situace bylo lékařem indikováno denní CBCT. Dalšími důvody k takto nadstandardnímu režimu přispěla i nespolupráce pacientů. Na základě těchto údajů můžeme říci, že by cílový objem nebyl správně ozářen na základě verifikace dle 2D snímků (MV-kV) dle kostěných struktur. Nebylo by docíleno co nejkvalitnějšího šetření zdravých okolních tkání a nebyla by dodána určená dávka záření do cílového objemu. Z tohoto důvodu by nedošlo k vyšší lokální kontrole nádoru, jež je cílem ozařovací techniky IMRT. U těchto pacientů by také mohlo dojít k zasažení a překročení toleranční dávky na rektum, což znamená větší toxicitu a zhoršení životního komfortu pacienta.

Tabulka 3 – Souhrnná tabulka provedených CBCT s výraznými odchylkami

POČET PACIENTŮ	ROČNÍK	POČET PROVEDENÝCH CBCT	VÝRAZNÉ ODCHYLKY při CBCT verifikaci (<3 mm)
Pacient č. 1	45	6	0
Pacient č. 2	41	7	0
Pacient č. 3	42	5	0
Pacient č. 4	50	8	0
Pacient č. 5	49	10	0
Pacient č. 6	48	9	0
Pacient č. 7	67	5	0
Pacient č. 8	55	6	0
Pacient č. 9	66	8	0
Pacient č. 10	45	9	0
Pacient č. 11	47	1	0
Pacient č. 12	48	4	0
Pacient č. 13	41	7	0
Pacient č. 14	40	5	0
Pacient č. 15	40	6	0
Pacient č. 16	62	7	1
Pacient č. 17	46	9	1
Pacient č. 18	51	9	1
Pacient č. 19	40	5	1
Pacient č. 20	45	7	1
Pacient č. 21	43	8	1
Pacient č. 22	44	7	1
Pacient č. 23	53	7	1
Pacient č. 24	49	7	1
Pacient č. 25	39	7	1
Pacient č. 26	55	6	1
Pacient č. 27	57	6	1
Pacient č. 28	43	8	1
Pacient č. 29	44	10	1
Pacient č. 30	50	8	1

POČET PACIENTŮ	ROČNÍK	POČET PROVEDENÝCH CBCT	VÝRAZNÉ ODCHYLKY při CBCT verifikaci (<3 mm)
Pacient č. 31	44	8	1
Pacient č. 32	46	8	1
Pacient č. 33	48	6	1
Pacient č. 34	46	7	2
Pacient č. 35	40	7	2
Pacient č. 36	44	8	2
Pacient č. 37	45	8	2
Pacient č. 38	42	9	2
Pacient č. 39	57	7	2
Pacient č. 40	45	3	2
Pacient č. 41	45	8	2
Pacient č. 42	51	7	3
Pacient č. 43	40	8	3
Pacient č. 44	44	10	3
Pacient č. 45	56	7	3
Pacient č. 46	44	22	3
Pacient č. 47	41	9	3
Pacient č. 48	45	9	4
Pacient č. 49	53	7	5
Pacient č. 50	43	9	5
Pacient č. 51	41	10	7
Pacient č. 52	48	38	12
Pacient č. 53	44	24	16
Pacient č. 54	47	38	28

(Zdroj: vlastní)

6 Diskuse

Do zkoumaného souboru jsem zahrnula 54 pacientů, kteří se v průběhu získávání dat léčili nebo měli již ukončenou léčbu karcinomu prostaty. Potřebná data byla poskytnuta Nemocnicí České Budějovice a.s. Tato data jsem získávala zpětně ze systému Aria, kam se mimo jiné zaznamenávají všechny naměřené odchylky jak z verifikačních snímků MV-kV, tak z verifikačního CBCT. Pro každého pacienta jsem vytvořila tabulku, do níž jsem za přítomnosti radiologického asistenta zapisovala naměřené odchylky ve směru vertikálním, longitudinálním, laterálním a odchylky v rotaci pitch, roll a rtn. Hodnoty jsou v tabulce uváděné v mm. Z celého ozařovacího kurzu byly vybrány pouze odchylky, u nichž byla ve stejný den prováděna verifikace dle 2D snímků MV-kV a CBCT, aby byl případný rozdíl ve velikosti těchto odchylek hodnotitelný. V kapitole *Výsledky* naleznete souhrnnou tabulku s počtem provedených CBCT verifikací u každého pacienta a počet významných odchylek < 3mm. Dále jsou součástí této kapitoly i kompletní tabulky naměřených odchylek, avšak z kapacitních důvodů pouze pro pacienty s nadstandardním verifikačním CBCT režimem.

V českobudějovické nemocnici je standardem při IGRT taktice provádění CBCT verifikace 3krát během prvního týdne ozařování, kdy se hlídají výraznější odchylky od MV-kV snímků. Pokud se opakovaně vyskytují po provedení CBCT verifikace výraznější odchylky nad 3 mm, musí se opakovaně měnit pozice stolu, jsou tyto odchylky prozkoumány lékařem, který může na základě zjištění výrazně pohyblivé prostaty nařídít individuální CBCT verifikační režim. Pokud se nevyskytují výraznější odchylky do 3 mm, které jsou tolerovány, provádí se dále CBCT verifikace jednou týdně a při změně boostu.

Ke zjištění těchto odchylek se využívá MV-kV snímků, kdy k verifikaci polohy pacienta slouží kostěné struktury nebo pokud jsou přítomny kalcifikace v močovém měchýři. Další modalitou je CBCT, které je výrazně přesnější, a kontrola pozice pacienta se provádí dle měkkých tkání a srovnává se s plánovacím CT.

Při využití IMRT ozařovací techniky by se měla vždy využívat Obrazem řízená radioterapie (IGRT), jelikož se využívá velmi vysoká dávka záření v blízkosti mnoha kritických struktur, které mohou měnit svou pozici. Cílem moderní radioterapie je

dodání co nejpřesnější dávky do cílového objemu s co nejmenším zasažením zdravých okolních struktur. Ty mají své toleranční dávky a jejich překročením se zvětšuje pravděpodobnost vedlejších účinků záření. Díky svým přednostem se IGRT taktika stala v českobudějovické nemocnici při léčbě karcinomu prostaty zářením standardem.

V souhrnné tabulce můžeme vyzorovat, že se výrazné odchylky při CBCT verifikaci objevují u některých pacientů častěji. Důvodem může být výrazně pohyblivá prostata, která není dostatečně fixovaná měkkými tkáněmi a močovým měchýřem, nedostatečná příprava před zahájením ozařování (nedostatečná náplň močového měchýře, míra vyprázdnění rektu) nebo velký váhový úbytek. Ve velké míře ale těmto odchýlkám předchází nespolupráce pacienta.

Ze sledovaného souboru pacientů vyplývá, že by pouze u 28 % pacientů stačila verifikace dle MV-kV snímků. Při procházení provedených CBCT se u těchto pacientů nevyskytla ani jedna výraznější odchylka nad 3 mm, tudíž se u těchto pacientů prováděla pouze kontrolní CBCT verifikace. Tato verifikace slouží ke kontrole, jak pacient dodržuje nařízenou přípravu a jestli je prostata dostatečně fixovaná. Nemůžeme ovšem říci, že je zde CBCT verifikace zbytečná, prvními třemi CBCT získáme kontrolu správnosti prvního nastavení pacienta. Dále se touto kontrolou vyloučí případné systematické chyby a slouží také ke kontrole dodržování nařízené přípravy pacienta před ozářením.

V případě 72 % sledovaných pacientů se vyskytla alespoň jedna výrazná odchylka odhalená CBCT verifikací, a to až po nejvyšší počet 28 výrazných odchylek u jednoho z pacientů zjištěných na základě CBCT verifikace. V případě pacientů, kteří měli aspoň 1 výraznější odchylku během celého ozařovacího kurzu, můžeme říci, že verifikace dle CBCT je nezbytná. Ve většině případů se odhalila počáteční chyba v nastavení polohy pacienta. Nebo ze strany pacienta správné pochopení nutné přípravy před ozářením, např. správná náplň močového měchýře. Je možné, že bez odhalení počáteční odchylky využitím CBCT by verifikace na základě MV-kV snímků dle kostěných struktur nebyla dostačující a taková odchylka by se opakovala, rostla, nebo klesala po celý ozařovací kurz. Toto tvrzení je ovšem pouze hypotetické, jelikož se v českobudějovické nemocnici již standardně využívá verifikace dle CBCT.

Pro každého pacienta z celého sledovaného souboru mužů jsem vytvořila tabulku s naměřenými odchýlkami, kterou jsem důkladně procházela. Pro lepší přehlednost jsem

vytvořila ještě souhrnnou tabulku, která obsahuje potřebné údaje. Dále jsem procentuálně vyjádřila počet pacientů bez výrazné odchylky, s jednou odchylkou, 2, 3, 4-5 a 7-28 výraznějšími odchylkami. U pacientů s nadstandardním verifikačním režimem jsem procházela jejich dokumentaci. Důvody tohoto každodenního verifikačního režimu jsem zmínila v kapitole *Výsledky*.

Předmětem výzkumu bylo sledování výraznějších odchylek po provedení korekce polohy pacienta na základě verifikačních snímků MV-kV a po provedení CBCT. Z vytvořené tabulky vyplývá, že pro 72 % pacientů je nezbytná verifikace dle CBCT. Také můžeme dojít k závěru, že verifikace dle kostěných struktur (tedy dle 2D snímků) není dostatečně přesná a pokud se využívá taktika ozařování IMRT, měla by vždy být spojena s IGRT verifikací.

7 Závěr

V současné době je v českobudějovické nemocnici standardem využití ozařovací IMRT techniky v léčbě karcinomu prostaty. IMRT je vyspělejší metodou 3D konformní techniky a vyžaduje kvalitní zacílení cílových objemů. Díky této moderní metodě bylo umožněno zmenšení ochranných lemů v oblasti PTV (plánovaný cílový objem) a tím docílit zmenšení dávky na kritické struktury, kterými jsou v případě ozařování karcinomu prostaty močový měchýř, rektum, semenné vajíčky, tenké střevo a hlavice femurů. Díky této přednosti se i snižuje incidence vzniku významných nežádoucích účinků.

Snížení ochranných lemů dovoluje dodání vyšší a účinnější radioterapeutické dávky do cílového objemu, a tím zvýšit terapeutický výsledek a zamezit relapsu onemocnění. Ovšem se zvýšením dávky do cílového objemu vzrostl i požadavek na přesnost zacílení, kde se uplatňuje právě Radioterapie řízená obrazem - IGRT. IGRT taktiku můžeme definovat jako systematickou verifikaci polohy pacienta, která probíhá před nebo během každé frakce a je spojena s korekcemi nepřesností nastavení.

Odchytky v nastavení pacientů jsou v českobudějovické nemocnici tolerovány do 3 mm, a to jak pro verifikaci dle 2D MV-kV snímků, tak pro CBCT. Pokud je tato odchylka menší nebo rovna 3 mm, není nutná korekce polohy pacienta, tudíž není nutné provádět posuny stolu. Pokud je tato odchylka větší, je nutná její korekce radiologem.

Již standardem se v českobudějovické nemocnici stala IGRT verifikace při ozařování IMRT taktikou. Verifikaci polohy pacienta zde zajišťují dva systémy, které jsou součástí lineárního urychlovače. Prvním je verifikace dle MV-kV snímků, jež se provádí před každou frakcí ozařování. Dalším verifikačním systémem je CBCT, jehož se v standardním režimu využívá 3krát během prvního týdne ozařování a následně jednou týdně a při změně boostu. Pokud je ale opakovaně měněna pozice stolu v důsledku opakujících se odchylek v pozici polohy pacienta (nad 3 mm), je indikován lékařem každodenní verifikační CBCT režim. Podrobněji jsou tyto verifikační metody popsány v teoretické části bakalářské práce.

Z výsledku zkoumání odchylek u 54 pacientů s diagnózou karcinomu prostaty v rámci praktické části mé bakalářské práce vyplynulo, že verifikace dle MV-kV snímků (dle kostěných struktur) je pro ozařovací taktiku IMRT nedostačující. Je nutné využít další přesnější verifikační metody, kterou je v této bakalářské práci CBCT verifikace. CBCT

verifikace ovšem není jedinou vhodnou metodou, existují i jiné způsoby verifikace, např. ultrazvuková, MV-CBCT nebo verifikace pomocí zlatých zrn.

Z mého hodnocení odchylek vyplynulo, že verifikace dle kostěných struktur je nedostačující, protože nezohledňuje aktuální pozici měkkých tkání. V případě karcinomu prostaty hraje velkou roli náplň močového měchýře a prázdné rektum, které bez dodržení nařízené přípravy nepříznivě ovlivňuje polohu prostaty. U některých pacientů je dalším nepříznivým faktorem i nedostatečná fixace prostaty měkkými tkáněmi, jež má za důsledek její výrazný pohyb. Bez použití CBCT verifikace, by tedy nebylo docíleno přesného zaměření cílového objemu a došlo by k poddávkování. To by mělo za důsledek horší terapeutický účinek záření, a možnost relapsu onemocnění, a jelikož se pohybujeme v okolí kritických struktur, i rozvoj nežádoucích účinků způsobených jejich zasažením.

Vyhodnocením odchylek v praktické části mé bakalářské práce vyplynulo, že 72 % pacientů by bez provedení CBCT verifikace nemělo minimálně jednou cílový objem zaměřen správně. U těchto pacientů by tedy nebylo dosaženo požadované kvality a přesnosti léčby zářením a vystavili bychom pacienta riziku neúspěšné léčby.

8 Seznam literatury

1. ADAM, Z., KREJČÍ M., VORLÍČEK J., 2010. *Speciální onkologie: příznaky, diagnostika a léčba maligních chorob*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-648-9.
2. BAKIU, E., E. TELHAJ a E. KOZMA, 2013. *Comparison of 3D CRT and IMRT Treatment Plans: Acta Informatika Medica* [online]. 21(3), 211-212 [cit. 2018-06-29]. ISSN 0353-8109. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3804479/>
3. BINAROVÁ, A., 2010. *Radioterapie*. 1. dotisk. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií. ISBN 978-80-7368-701-4.
4. BUJOLD, A., T. CRAIG, D. JAFFRAY a L. DAWSON, b.r. *Image-Guided Radiotherapy: Has It Influenced Patient Outcomes? Seminars in Radiation Oncology* [online]. 2012, 50-51 [cit. 2018-06-28]., ISSN 1053-4296. Dostupné z: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/157245/mod_resource/content/1/1-s2.0-S1053429611000920-main.pdf
5. ČOUPKOVÁ, I., ČOUPEK, P., KRUPA, P., a ŠLAMPA, P., 2011. Komplikace spojené s radioterapií karcinomu prostaty, jejich prevence a léčba. *Urologiepraxi* [online]. 12(5), 292-294 [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: <https://www.urologiepraxi.cz/pdfs/uro/2011/05/05.pdf>
6. DAWSON, L., SHARPE, M., 2006. Image-guided radiotherapy: rationale, benefits, and limitations. *The Lancet Oncology* [online]. 7(10), 848-858 [cit. 2018-06-29]. DOI: 10.1016/S1470-2045(06)70904-4. ISSN 14702045. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1470204506709044>
7. DOLEŽEL, M., 2011. *Cílená radioterapie karcinomu prostaty*. Hradec Králové: Nucleus HK. ISBN 978-80-87009-81-9.
8. DOROTÍK, J., 2006. *Radioterapeutické přístroje*. 1. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 80-736-8220-6.
9. DUŠEK, P., 2014. O nádorech prostaty. *Linkos.cz* [online]. Praha [cit. 2018-06-29]. ISSN 2570-8791. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/onkologicke-diagnozy/zhoubne-nadory-muzskeho-pohlavniho-ustroji-c60-c62/o-nadorech-prostaty/>
10. DUŠKOVÁ, R., STÝBLOVÁ, E., 2018. *Možnosti zobrazování v radioterapii*. Česká radiologie. České Budějovice. s. 1-12

11. DVOŘÁČEK, J., BABJUK, M., 2005. *Onkourologie*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2349-4.
12. HYNKOVÁ, L., ŠLAMPA, P., 2012. *Základy radiační onkologie*. Brno: Masarykova univerzita. ISBN 978-80-210-6061-6.
13. JERAJ, M., ROBAR, V., 2004. *Multileaf collimator in radiotherapy: Radiology and oncology* [online]. 38(3), 235-240 [cit. 2018-06-29]. ISSN 1518-3207. Dostupné z: <http://www.radioloncol.com/index.php/ro/article/view/1335>
14. KLENER, P., 2002. *Klinická onkologie*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2151-3.
15. KLIMENT, J., HORŇÁK, M., 1999. *Karcinóm prostaty*. Martin: Osveta. ISBN 80-888-2403-6.
16. KOLÁŘOVÁ, I., VAŇÁSEK J., ODRÁŽKA, K., 2008. Nové metody radioterapie. *Vojenské Zdravotnické listy* [online]. 77(3), 93-97 [cit. 2018-06-29]. ISSN 0372-7025. Dostupné z: http://www.unob.cz/fvz/fakulta/Documents/VZL/2008/VZL3_08.pdf
17. KUBEŠ, J., 2018. *Protonová léčba karcinomu prostaty získává další data* [online]. Praha: Protonové centrum v Praze [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: https://zdravi.euro.cz/clanek/protonova-lecba-karcinomu-prostaty-ziskava-dalsi-data-486339?seo_name=mlada-fronta-noviny-zdravi-euro-cz
18. KUBEŠ, J., 2013. *Protonová terapie v léčbě nádorových onemocnění* [online]. Praha: Protonové centrum v Praze [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: <http://www.cancertraitement.fr/data/userfiles/file/Kube%C5%A1.pdf>
19. NOVOTNÝ, J., VÍTEK, P., 2012. *Onkologie v klinické praxi: standardní přístupy v diagnostice a léčbě vybraných zhoubných nádorů*. Praha: Mladá fronta. Aeskulap. ISBN 978-80-204-2663-5.
20. NOVOTNÝ, J., VÍTEK, P., PETRUŽELKA, L., 2005. *Klinická a radiační onkologie pro praxi*. Praha: Triton. ISBN 80-725-4736-4.
21. ODRÁŽKA, K., DOLEŽEL M., VAŇÁSEK, J., 2010. Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty. *Czechurol.cz* [online]. 14(2), 81-91 [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: <https://www.czechurol.cz/pdfs/cur/2010/02/03.pdf>
22. ODRÁŽKA, K., DOLEŽEL, M., VAŇÁSEK, J., 2012. Zevní radioterapie karcinomu prostaty. *Postgraduální medicína* [online]. 12(5) [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/zevni-radioterapie-karcinomu-prostaty-464728>

23. PETRUŽELKA, L., KONOPÁSEK, B., 2003. *Klinická onkologie*. Praha: Karolinum. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0395-0.
24. ROZMAN, J., 2006. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
25. SIKORA, K., HYND, S., PETTINGELL, J., 2009. Precision radiotherapy: A guide to commissioning IMRT and IGRT. *Journal of Management & Marketing in Healthcare* [online]. 2(4), 401-409 [cit. 2018-06-29]. ISSN 1753-3031. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1179/mmh.2009.2.4.401>
26. SOUMAROVÁ, R., 2010. Brachyterapie karcinomu prostaty. *Onkologie* [online]. 4(2), 75-78 [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: <https://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2010/02/05.pdf>
27. SOUMAROVÁ, R., H. PERKOVÁ, T. BLAŽEK, L. HOMOLA, S. MACHALA a H. RICHTEROVÁ, 2012. Možnosti radioterapie karcinomu prostaty. *Urologiepraxi* [online]. 13(5), 192-198 [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: <https://www.urologiepraxi.cz/pdfs/uro/2012/05/02.pdf>
28. SPURNÝ, V., ŠLAMPA, P., 1999. *Moderní radioterapeutické metody*. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 80-701-3267-1.
29. ŠLAMPA, P., PETERA, J., 2007. *Radiační onkologie*. 1. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-469-0.
30. ULLMANN, V., 2012. *Aplikace ionizujícího záření: Radioterapie*. astronuklfyzika.cz [online]. [cit. 2018-06-27]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/>
31. ULLMANN, V. et al., © 2013. *Radioterapie, Techniky, Radiologický Asistent.cz* [online]. [cit. 2018-07-01]. Dostupné z: <http://www.radiologickyasistent.cz/radioterapie/techniky/>
32. VAN HERK, M., 2007. Different Styles of Image-Guided Radiotherapy. *Seminars in Radiation oncology* [online]. 17(4), 258-267 [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: [https://www.semradonc.com/article/S1053-4296\(07\)00060-4/abstract?code=ysrao-site](https://www.semradonc.com/article/S1053-4296(07)00060-4/abstract?code=ysrao-site)
33. VYBÍRALOVÁ, M., FELTL, D., 2009. Radioterapie řízená obrazem. *Postgraduální medicína* [online]. 9(3) [cit. 2018-06-29]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/radioterapie-rizena-obrazem-414588>

9 Seznam příloh

Pacient 1 (53)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
MV-kV	/	7	/	2,5	0	2
CBCT	-5	1	/	-0,2	1,6	2,2
MV-kV	2	2	-6	2,2	0	1,9
CBCT	1	2	1	0,1	2	1,3
MV-kV	-1	11	1	2,3	0	0
CBCT	5	/	-4	0,7	2,4	2,3
MV-kV	-3	1	-8	0	0	0
CBCT	-2	13	/	2,8	2,2	2,2
MV-kV	-2	3	-2	0,6	0	0,1
CBCT	/	5	1	2,3	2,1	1,1
MV-kV	-6	2	/	0	0	0
CBCT	5	/	/	2,3	2,6	2,5
MV-kV	/	-1	-4	2,8	0	0
CBCT	-2	3	/	-0,4	1,6	0,8

Pacient 2 (43)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
MV-kV	6	7	/	0	0	0
CBCT	3	-4	4	1,5	2,7	-2
MV-kV	4	7	4	0	0	-1
CBCT	1	-3	1	0,7	1,8	-0,7
MV-kV	5	8	/	0	0	0
CBCT	5	1	1	1,7	2	-2,8
MV-kV	-1	-5	/	0	0	0
CBCT	3	-4	/	0,7	1,2	-1,5
MV-kV	-1	-3	-6	0	0	1,1
CBCT	1	-1	/	-0,1	2,6	-3
MV-kV	-4	-7	2	0	0	0
CBCT	4	-4	2	-0,4	0,7	-2
MV-kV	-4	-7	2	0	0	0
CBCT	1	-3	1	-0,5	-0,1	-1,9
MV-kV	1	-3	/	0	0	0
CBCT	/	1	-1	0,6	0,3	-1,3
MV-kV	-1	-3	4	0	0	0
CBCT	5	-5	/	0,2	0,1	-2

Pacient 3 (48)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
MV-kV	-3	8	-2	0	0	0
CBCT	2	-1	/	1,4	-2,7	1,5
MV-kV	/	5	-5	0	0	0
CBCT	/	/	-2	2,7	-2,5	0,4
MV-kV	/	2	6	0	0	0
CBCT	6	/	/	2,9	-2,9	0,7
MV-kV	-3	5	-7	1,8	0	1,,7
CBCT	15	-1		1	-2,1	-0,3
MV-kV	-5	9	4	2,1	0	0
CBCT	6	1	2	0,6	-2,1	0,6
MV-kV	-1	5	7	0	0	0
CBCT	10	1	-5	2	-2,6	1,5
MV-kV	7	13	9	2,6	-0,1	-1,5
CBCT	/	3	2	-0,9	-2,9	1
MV-kV	/	4	6	1,7	0	0
CBCT	8	1	1	1,3	-2,8	0,9
MV-kV	-2	9	-4	0,2	0	0
CBCT	8	1	/	2,4	-2,8	1,2
MV-kV	-3	2	6	0	0	0
CBCT	2	3	-1	2,4	-2,3	-0,1
MV-kV	-1	18	-4	1,7	0	0
CBCT	7	1	/	1,2	-2,8	0,4
MV-kV	9	12	-8	0,5	0	1
CBCT	4		-1	2	-3	-0,3
MV-kV	-2	8	1	0	0	0
CBCT	10	3	-1	2,8	-3	1,2
MV-kV	/	8	3	1,5	0	0
CBCT	6	5	/	1	-2,7	-0,1
MV-kV	2	6	3	0	0	0
CBCT	4	1	-1	2,8	-2,7	-0,2
MV-kV	-5	10	-3	0,4	0	0
CBCT	2	3	/	1,7	-2,4	0,3
MV-kV	-2	10	/	0	0	0
CBCT	3	3	/	3	-2,8	0,1
MV-kV	1	4	2	0	0	0
CBCT	4	3		2,9	-2,9	0,6
MV-kV	/	8	2	0	-0,1	0,1
CBCT	1			2,6	-1,7	0,9
MV-kV	-4	8	-2	0	0	0

Pacient 3 (48)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
CBCT	9	-1	-3	2,9	-3	0,9
MV-kV	5	10	3	0,1	0	0,1
CBCT	-2	1	-1	2,8	-2,1	1
MV-kV	4	12	/	0	0	0
CBCT	-2	/	-1	2,2	-2,6	-0,2
MV-kV	4	10	2	0	0	0
CBCT	-1	2	-1	1	-2,6	0
MV-kV	-3	9	4	0	0	0
CBCT	3	1	-2	2,1	-2,2	1,2
MV-kV	2	9	-3	0	0	0
CBCT	/	-1	-2	2,7	-2,6	0,6
MV-kV	2	4	-3	2	0	-0,4
CBCT	-2	3	4	0	-1,7	1,1
MV-kV	/	6	-5	0	0	0
CBCT	/	/	/	2,3	-2,9	1,2
MV-kV	3	4	4	0	0	0,6
CBCT	4	1	-3	3	-2,9	1,2
MV-kV	/	1	-1	1,2	0	0
CBCT	4	4	-1	1,2	-2,4	1,3
MV-kV	/	7	-3	0	0	0
CBCT	10	1	3	3	-2,7	1,9
MV-kV	3	5	/	0,9	0	1,7
CBCT	3	1	/	1,5	-2,8	0,6
MV-kV	3	6	-3	1,3	0	0
CBCT	3	1	/	-0,2	-2,2	1,3
MV-kV	5	-5	-9	0	0	0
CBCT	1	2	3	2,3	-2,1	0,5
MV-kV	6	2	-2	0,3	0	0
CBCT	-1	/	/	1,6	-2,8	1,5
MV-kV	/	4	-3	0	0	0
CBCT	5	/	-2	2,1	-1,4	2,2
MV-kV	-5	-1	-4	0	0	0
CBCT	4	3	/	2,7	-3	1,4
MV-kV	2	3	4	0,8	0	0,2
CBCT	/	1	/	1,5	-2,8	1,8
MV-kV	3	4	-4	0	0	0
CBCT	/	/	-1	2,3	-2,3	1,6

Pacient 3 (48)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
MV-kV	0	3	-3	0	0	-0,2
CBCT	-2	/	2	-2,7	1	1,5
MV-kV	/	4	-4	0	0	0
CBCT	/	/	/	-1,8	1	0
MV-kV	/	1	/	0	0	0
CBCT	-2	/	-2	-3	0,9	1,1
MV-kV	-3	1	-3	0	0	0
CBCT	3	/	/	0	0	0
MV-kV	7	4	-2	-1,5	0	1,2
CBCT	3	/	/	-0,6	1	-0,6
MV-kV	/	8	2	0	0	-0,4
CBCT	1	/	-1	-2,5	0,5	2,3
MV-kV	1	3	-5	0	0	0,1
CBCT	5	2	1	-1,4	1,1	0,6
MV-kV	/	2	-3	-1,1	0	1,4
CBCT	22	6	1	-0,4	1	-1
MV-kV	/	10	-2	0	0	0
CBCT	6	-5	/	-2,2	1,5	0,4
MV-kV	/	/	-2	-1,2	0	0
CBCT	4	-7		-1,4	1,9	0,4
MV-kV	/	3	-1	0	0	-1,4
CBCT	7	1	/	-1,9	1,3	2?5
MV-kV	/	4	-3	0	0	0
CBCT	1	1	0	-2,5	1,2	0,5
MV-kV	1	5	-3	-1,3	0	0
CBCT	6	-1	1	0	1,3	0,2
MV-kV	/	8	-1	-1,4	0	0,5
CBCT	8	/	/	-1,2	0,9	0,2
MV-kV	0	1	-3	0	0	0
CBCT	3	-5	-1	-2,3	1,3	0,4
MV-kV	1	3	0	-1,7	0	0
CBCT	2	-7	/	-0,5	0,8	-0,4
MV-kV	5	7	-3	-2,8	0	0
CBCT	7	-11	/	-0,1	2,7	0
MV-kV	-1	3	-4	-1,1	0	0
CBCT	4	-2	/	-1,3	1,7	-0,1
MV-kV	1	1	-4	-2,3	0	0
CBCT	6	-6	/	0,9	0,6	-0,1

Patient 3 (48)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
MV-kV	/	4	-3	-0,7	0	0
CBCT	10	-6	-1	-1,3	2	0,1
MV-kV	1	/	/	-1,7	0	1
CBCT	5	-5	3	-1	1	-0,1
MV-kV	1	5	-1	0	0	0
CBCT	4	-6	/	-1,9	1,6	-0,3
MV-kV	/	3	/	0	0	0
CBCT	1	/	-2	-1,8	1,4	-0,4
MV-kV	/	/	-1	0	0	0
CBCT	5	-3	-1	-1,5	2,3	-0,3
MV-kV	/	/	-2	0	0	0
CBCT	/	3	/	-1,7	1,9	-0,1
MV-kV	/	/	/	-2,1	1,5	0
CBCT	8	-11	-1	0,4	-0,3	-0,4
MV-kV	/	-2	/	0	0	0
CBCT	3	-5	/	-2,1	1,4	0,3
MV-kV	0	/	-3	0	0	0
CBCT	3	-3	-4	-1,4	2,3	-0,9
MV-kV	3	/	-2	-0,6	0	0
CBCT	1	-5	-1	-1,2	1,3	0,5
MV-kV	2	/	1	-1,2	0	0
CBCT	1	-4	/	0	1,5	-1,2
MV-kV	0	-1	-2	0	0	0
CBCT	2	-7	-1	-1,6	2	-0,1
MV-kV	-1	-1	-5	-1	0	0
CBCT	10	-10	1	-1,3	1,9	0,7
MV-kV	/	1	-4	0,1	0	0
CBCT	1	-5	/	-1,3	1	-0,4
MV-kV	-1	/	1	-0,6	0	0
CBCT	3	-5	/	-1,9	1,6	-1,6
MV-kV	/	/	/	0	0	0,4
CBCT	4	-4	1	-1,2	2,5	0
MV-kV	-1	-2	-6	0	0	0
CBCT	5	-6	/	-2,2	2	1,5
MV-kV	1	-3	-1	-1,6	0	-1,1
CBCT	7	-3	/	-0,2	1,5	-0,2
MV-kV	/	1	-3	0	0	0
CBCT	9	-7	/	-1,7	2,1	0,5

Pacient 4 (44)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
MV-kV	-7	-7	1	0	0	1,9
CBCT	-1	-1	2	1	1,3	-0,8
MV-kV	-8	/	3	0	0	0
CBCT	2	/	/	1,9	-0,5	0,4
MV-kV	-8	-4	2	0	0	0
CBCT	1	1	1	3,5	0,1	-0,1
MV-kV	-7	-4	6	1,5	0	1,8
CBCT	3	1	3	1,1	-0,3	-0,9
MV-kV	-3	-9	-6	0	0	0
CBCT	/	-1	/	1,6	0,7	-0,4
MV-kV	-12	-5	4	2,1	0	0
CBCT	2	-1	1	0,8	-0,4	-0,2
MV-kV	-10	-5	-1	0	0	0
CBCT	5	-5	/	1,6	0,6	-0,3
MV-kV	-3	-4	/	0	0	0
CBCT	3	-1	/	2,9	-1,2	-0,1
MV-kV	/	/	4	0	0	0
CBCT	13	-8	-1	2,2	-2,6	0,4
MV-kV	-1	2	/	0,6	0	1,6
CBCT	10	-7	1	2,2	-0,2	-1,1
MV-kV	-5	1	3	1,8	0	1,9
CBCT	11	-6	2	1,1	-0,6	-1,3
MV-kV	-3	2	-1	0	0	1
CBCT	6	-6	/	2,6	1	-0,5
MV-kV	-10	1	/	0,9	0	0
CBCT	8	-6	/	1,6	-0,3	0,4
MV-kV	-4		3	1,8	0	1,1
CBCT	8	-5	/	0	-0,6	-0,2
MV-kV	-8	-1	-1	0,6	0	1,4
CBCT	9	-8	2	1,1	-0,2	-0,3
MV-kV	3	4	5	2,6	0	0
CBCT	10	-3	/	0	-1,6	0,2
MV-kV	-11	/	2	0,6	0	0,3
CBCT	3	/	/	1,5	-0,2	0,6
MV-kV	/	2	-1	1,8		1,8
CBCT	4	-5	/	1,2	0,5	-1,3
MV-kV	-12	1	/	0,9	0	1,8
CBCT	4	-5	2	1,8	-1	-0,7
MV-kV	-4	2	2	0,8	0	0,2

Pacient 4 (44)	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
CBCT	9	-4	/	1,6	-0,5	0,8
MV-kV	-2	1	2	0	0	0,9
CBCT	10	-2	1	3	-1,2	0,3
MV-kV	-9	-2	8	2,6	0	1,9
CBCT	9	-6	/	0,2	-0,5	-0,5
MV-kV	-2	1	4	1,3	0	0
CBCT	5	-3	1	1,7	-0,7	0,7
MV-kV	-5	/	4	1,6	0	0
CBCT	5	-5	-1	1	-0,3	0,2

Pacient 5	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)	PITCH	ROLL	RTN
MV-kV	-1	-8	-11	0	0	0,4
CBCT	/	-3	/	0,1	-0,1	1
MV-kV	-5	-6	/	1,3	0	0
CBCT	6	-7	/	-0,8	-0,6	1,6
MV-kV	-4	-3	-2	0	0	0
CBCT	7	-10	-1	0,5	-1,1	1,4
MV-kV	/	-5	-4	0	0	0,5
CBCT	1	-4	/	0,2	0	1
MV-kV	-1	-2	-2	0	0	0
CBCT	5	-6	-1	0,5	-0,4	1,4
MV-kV	-5	-3	-3	0	0	0
CBCT	/	-6	1	0,6	-1,6	1,2
MV-kV	-1	-4	1	0	0	0
CBCT	5	-5	/	0,7	-0,4	1,4
MV-kV	-3	/	/	0	0	1,4
CBCT	8	-3	/	0,6	-0,4	0
MV-kV	-7	/	5	0,8	0	0
CBCT	3	/	-3	-0,1	-1,9	0,6
MV-kV	-3	-4	/	0	0	0,5
CBCT	2	/	/	0,4	-1,1	1

10 Seznam tabulek a obrázků

Tabulka 1: Indikace zevní radioterapie v kurativní léčbě karcinomu prostaty.....	32
Tabulka 2: Dávky na kritické orgány	37
Tabulka 3: Souhrnná tabulka provedených CBCT s výraznými odchylkami	50 - 51
Obrázek 1: Lineární urychlovač	11
Obrázek 2: Druhy zevní radioterapie.....	16
Obrázek 3: Dávková distribuce IMRT techniky RapidArc	19
Obrázek 4: CyberKnife.....	21
Obrázek 5: Objemy plánování	28
Obrázek 6: Plán léčby rakoviny prostaty s využitím technologie radioterapie IMRT – RapidArc	34
Obrázek 7: Cílové objemy karcinomu prostaty a kritické orgány	36
Obrázek 8: Verifikace prováděná porovnáváním MV-kV snímků s DRR obrazem	39
Obrázek 9: Příklad naměřených odchylek, uložených v systému Aria	43
Obrázek 10: Procentuální zastoupení výrazných odchylek	45

11 Seznam zkratek

3D-CRT – Trojrozměrná konformní radioterapie

IMRT - Intensity-modulated radiation therapy, Radioterapie s modulovanou intenzitou

IGRT – Image - Guided radiation therapy, Radioterapie řízená obrazem

RapidArc – pohybová IMRT, Volumetrická rotační IMRT

LINAC – Lineární urychlovač

MLC – Multileaf collimator, mnoholistový kolimátor

CT – Počítačová tomografie

MR – Magnetická rezonance

EPID – Electronic portal imaging device - elektronický portálový systém

CBCT – Cone beam CT

MV-kV – Megavoltážní a kilovoltážní snímek