



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Studies

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

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta
Ústav radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

Bakalářská práce

Rozdíl mezi naplánovanou a skutečnou
naměřenou dávkou pod bolusem z nového
materiálu

Vypracovala: Lucie Kukačková

Vedoucí práce: Mgr. Petr Malecha

České Budějovice 2016

Abstrakt

V první kapitole v teoretické části bakalářské práce jsem se nejprve věnovala radioterapii obecně. Radioterapie je klinický obor, který využívá účinků ionizujícího záření v léčbě zhoubných i nezhoubných onemocnění. Je to jeden z nejmladších medicínských oborů. Rozvoj radioterapie začal v listopadu roku 1895, kdy byly objeveny paprsky X Wilhelmem Conradem Röntgenem. Roku 1922 se radioterapie stala samostatným lékařským oborem.

V druhé kapitole je popsáno Plánování v radioterapii. Ozařovací plány pro radioterapii se vytvářejí pomocí plánovacího systému. Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se používá plánovací systém ECLIPSE.

Tématem třetí kapitoly jsou fantomy. Fantomy jsou materiály, jejichž absorpce záření odpovídá tkáni člověka. Základním univerzálním fantomovým materiálem je voda. Kromě vody se používají i další materiály jako je např. polystyren, plexisklo, parafin, PMMA apod.

V poslední kapitole teoretické části, v kapitole čtvrté, jsem se věnovala problematice bolusů. Bolusy jsou tkáni-ekvivalentní materiály a při ozařování se přikládají na kůži pacienta při potřebě zvyšování povrchové dávky a zároveň snižování dávky hloubkové. Dále se bolus využívá jako kompenzace chybějících tkání. Nejčastěji je bolus využíván u diagnózy pacientek po ablaci pro ca prsu. Nejdůležitější vlastností bolusů je schopnost absorpce záření.

Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se dosud používal bolus ze zubařského vosku - Ceradentu. Bolus z tohoto materiálu byl tvrdý a těžko tvarovatelný. Proto dobře nepřiléhal na hrudní stěnu pacientky. Z tohoto důvodu se na oddělení onkologie pořídila nová sada bolusů z gelového materiálu od firmy CIVCO o rozměrech 30 x 30 cm a tloušťkách 0,3 cm, 0,5 cm a 1 cm v provedení s kůží a bez kůže. Tyto nové bolusy jsou snadno přilnavé na kůži pacienta a dobře kopírují tvar těla.

Prvním cílem mé bakalářské práce je provést srovnání dávky naplánované a naměřené pod bolusem z nového materiálu. Tento cíl je zpracován v praktické části bakalářské práce v kapitole Výsledky.

Dalším cílem je vypracování zásad pro používání bolusu. Tyto zásady jsou popsány v teoretické části bakalářské práce v kapitole Bolus pro radioterapii.

V mé práci byla stanovena hypotéza: „Lze předpokládat, že vygenerovaný bolus v plánovacím systému odpovídá naskenovanému bolusu na CT s pacientem a mezi dávkou naplánovanou a naměřenou je rozdíl.“

Aby hypotéza mé práce mohla být potvrzena nebo vyvrácena, probíhalo měření na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Byla sbírána data jednotlivých dávek - vygenerované bolusy v plánovacím systému Eclipse různých tloušťek (0,3 cm, 0,5 cm, 1 cm), naskenované bolusy různých tloušťek (0,3 cm, 0,5 cm, 1 cm) na fantomech. Pro účely tohoto měření byly použity tři druhy fantomů z PMMA. Nejprve bylo měření provedeno na fantomu ve tvaru hrudní stěny u pacientky po ablaci prsu. Dále byl použit deskový fantom a univerzální IMRT verifikační fantom. Měření probíhalo nejprve na lineárním urychlovači Clinac 2100 C/D, později na novém lineárním urychlovači TrueBeam 2.5. Všechny tyto dávky byly měřeny pomocí ionizační komory od firmy PTW a objemu 0.125cm^3 . Data byla zpracována v tabulkách a byly vypočítány odchylky jednotlivých dávek.

Na základě tohoto měření bylo zjištěno, že odchylky všech dávek jsou méně než 3%. A tím byla potvrzena i hypotéza mé práce. Mezi dávkami je rozdíl, ale ne na tolik velký, aby v průběhu plánování ovlivnil velikost dávky. V praxi z tohoto zjištění vyplývá, že na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se bude standardně používat bolus vygenerovaný.

Klíčová slova:

Radioterapie

Bolus

Plánovací systém

Fantom

Abstract

The first chapter of the theoretical part of the bachelor's thesis outlines radiotherapy in general. Radiotherapy is a clinical treatment using ionising radiation to treat malignant and benign diseases. It is one of the youngest medical disciplines. The development of radiotherapy began in November 1895, when Wilhelm Conrad Röntgen discovered X-rays. Radiotherapy became an independent medical specialty in 1922.

The second chapter describes planning in radiotherapy. Irradiation plans for radiotherapy are created on the basis of a planning system. ECLIPSE planning system is used in the oncology department in České Budějovice Hospital.

Phantoms are the theme of the third chapter. Phantoms are materials whose radiation absorption corresponds to human tissue. Water is a basic universal phantom material. In addition to water, also other materials are used, such as polystyrene, plexiglass, paraffin, PMMA etc.

The last, fourth chapter of the theoretical part, deals with boluses. Boluses are tissue-equivalent materials that are put on the patient's skin during irradiation when it is needed to increase the surface dose and at the same decrease the depth dose. Moreover, bolus is used to compensate the missing tissue. Bolus is most often used to diagnose patients after mastectomy due to breast cancer. The most important characteristic of boluses is their ability to absorb radiation.

In the oncology department in České Budějovice Hospital, bolus from dental wax – Ceradent – had been used before. A bolus made from this material was hard and uneasy to shape. That is why it did not fit tightly to the chest wall of the patient. For this reason a new line of boluses was obtained for the oncology department, from gel material supplied by CIVCO company with dimensions 30 x 30 cm and thickness 0.3 cm, 0.5 cm and 1 cm, in "skin" and "skinless" version. These new boluses stick easily to the patient's skin and copy the shape of the body.

The first objective of my bachelor's thesis was to compare the doses planned and measured under the bolus from the new material. This objective is elaborated in the practical part of the bachelor's thesis in chapter presenting the results.

Another objective was to elaborate the principles for the use of bolus. These principles are described in the theoretical part of the bachelor's thesis in chapter describing the use of bolus in radiotherapy.

The following hypothesis was suggested in the thesis: "It can be assumed that the generated bolus in the planning system corresponds to the scanned bolus on the CT with patient and that there is a difference between the planned dose and measured one."

To confirm or refute the working hypothesis, measuring was executed in the oncology department in České Budějovice Hospital. Data about individual doses were collected –boluses generated in the Eclipse planning system of different width (0.3 cm, 0.5 cm, 1 cm) on phantoms. Three types of phantoms from PMMA were used for the purposes of this measuring. First, the measuring was executed on phantom in the shape of the chest wall of a patient after breast ablation. Then, the tabular phantom and universal IMRT verification phantoms were used. The measurement was executed on the Clinac 2100 C/D linear accelerator, later on the new TrueBeam 2.5. linear accelerator. All these doses were measured by ionisation chamber from PTW company with volume of 0.125cm^3 . The obtained data were processed in tables and deviations of individual doses were calculated.

Based on this measurement it was found out that the deviations of all doses are less than 3%. And therefore also the hypothesis of the thesis was confirmed. There really is a difference between individual doses, but not so significant to affect the size of dose during the planning. As for the practical outcome, generated boluses will be used as standard in the oncology department in České Budějovice Hospital.

Keywords:

Radiotherapy

Bolus

Planning system

Phantom

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to – v nezkrácené podobě – v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných fakultou – elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich 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 kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 2. 5. 2016

.....

Lucie Kukačková

Poděkování

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce Mgr. Petru Malechovi za odborné vedení, za pomoc a rady při zpracování této práce.

Obsah

1	Radiační onkologie	12
1.1	Úvod do radiační onkologie	12
1.1.1	Rozdělení radioterapie	12
1.1.2	Historie radioterapie.....	12
1.1.3	Klinická aplikace radioterapie.....	13
1.1.3.1	Kurativní (radikální) radioterapie	13
1.1.3.2	Adjuvantní radioterapie.....	13
1.1.3.3	Neoadjuvantní radioterapie	14
1.1.3.4	Paliativní radioterapie	14
1.1.3.5	Nenádorová radioterapie	15
1.1.4	Zdroje ionizujícího záření pro radioterapii	15
1.1.4.1	Simulátor	16
1.1.4.2	Terapeutické rentgenové ozařovače	16
1.1.4.3	Kobaltové ozařovače	16
1.1.4.4	Lineární urychlovače.....	17
1.1.4.5	Fotonové svazky	18
1.1.4.6	Průnik fotonového svazku tělem pacienta nebo fantomem	19
1.1.4.7	Profil svazku	22
1.1.4.8	Efekt šetření kůže fotonových svazků	23
1.2	Plánování v radioterapii.....	24
1.2.1	Cílové objemy	24
1.2.1.1	Nádorový objem.....	24
1.2.1.2	Klinický cílový objem.....	24
1.2.1.3	Plánovací cílový objem.....	25

1.2.1.4	Léčený objem	26
1.2.1.5	Ozářený objem	26
1.2.1.6	Kritické orgány	27
1.2.2	Plánování léčby pomocí plánovacích systémů.....	27
1.2.3	Dvojměrné plánování (2D)	27
1.2.4	Trojměrné plánování (3D)	28
1.2.4.1	Klasické ozařovací techniky	29
1.2.4.2	Pokročilé ozařovací techniky	29
1.3	Fantomy	31
1.4	Bolus pro radioterapii	32
1.4.1	Bolusy používané na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s.	33
2	Praktická část	35
2.1	Současný stav problematiky	35
2.2	Cíl	36
2.3	Hypotéza.....	37
2.4	Metodika výzkumu	38
2.5	Výsledky	46
2.6	Diskuze	52
2.7	Závěr.....	54
3	Seznam informačních zdrojů	55
4	Přílohy.....	59

Seznam použitých zkratk

CO	Kobalt
TNM	Klasifikace zhoubných novotvarů
ICRU	Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření
ART	Alderson radiation therapy fantom
PMMA	Polymethylmethakrylát
SSD	Source Skin Distance
MLC	Multileaf Collimator
CNS	Centrální nervový systém
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy
PTV	Planning Target Volume
CT	Computed Tomography

ÚVOD

Při radioterapii hrudní stěny pro ca prsu se používají bolusy z různých materiálů. Na pracovišti radioterapie onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se doposud používaly bolusy ze zubařské hmoty Ceradent, který již nevyhovuje podmínkám moderní radioterapie. Proto byly zakoupeny bolusy z nových gelových materiálů, které by měly bolusy z Ceradentu nahradit. S těmito materiály není na pracovišti zkušenost z hlediska plánování, dozimetrických vlastností, ani manipulací s nimi.

Cílem mé práce je prokázat, zda lze při plánování ozáření hrudní stěny postupovat stejným postupem jako doposud (vygenerovat bolus v plánovacím systému), nebo zda bude nutné bolus naskenovat na CT.

Toto téma jsem si vybrala, protože je aktuální a výsledky této práce budou využitelné v klinické praxi. V teoretické části se budu věnovat radioterapii, procesu plánování a obecným znalostem o bolusech. V praktické části provedu měření, která by měla potvrdit nebo vyvrátit hypotézu mé práce.

1 Radiační onkologie

1.1 Úvod do radiační onkologie

Radioterapie je klinickým oborem, který využívá účinků ionizujícího záření v léčbě zhoubných (maligních) i nezhoubných (benigních) nádorů. Jejím cílem je aplikovat do postiženého místa v těle nemocného přesnou dávku záření a zároveň co nejvíce šetřit okolní zdravé tkáně. (15)

Nádorová onemocnění jsou celosvětovým problémem a počet těchto onemocnění neustále vzrůstá. V současnosti onemocní minimálně jedna třetina obyvatel České republiky zhoubným nádorem. Téměř 50% onkologicky nemocných je vyléčeno. U dětí je úspěšnost léčby vyšší, asi 70%. (1,2)

Účinek radioterapie je závislý na velikosti dávky, která je aplikována. Limitujícím faktorem pro tuto dávku je tolerance zdravých tkání v oblasti nádoru. (1,2)

1.1.1 Rozdělení radioterapie

Radioterapii rozdělujeme podle polohy zdroje záření. Dělíme ji na radioterapii zevní (teleterapii) a na radioterapii vnitřní (brachyradioterapii). U zevní radioterapie je zdroj záření mimo tělo pacienta a cílový objem je ozařován přes kůži. Využívají se radionuklidové ozařovače a generátory záření (urychlovače těžkých částic, urychlovače elektronů, rentgenové ozařovače). Při brachyterapii bývá zdroj záření zaveden do těsné blízkosti ložiska nádoru nebo přímo do orgánu či tkáně s nádorem. Zdroje pro brachyterapii jsou uzavřené. Uzavřené zdroje jsou pevné a jsou aplikovány pomocí přístrojů, které jsou k tomu určeny. (1,2,15)

1.1.2 Historie radioterapie

Radioterapie je jedním z nejmladších medicínských oborů. Její rozvoj začal objevem paprsků X Wilhelmem Conradem Röntgenem v listopadu 1895. Zjistil, že záření způsobí zčernání fotografické desky a pořídil první rentgenový snímek, a to konkrétně ruky své ženy i s prstenem. Tento objev významně ovlivnil soudobou fyziku a Wilhelm Conrad Röntgen za něj obdržel roku 1901 Nobelovu cenu. Rentgenové záření bylo prvním poznaným zdrojem záření. (6,16)

Radioterapie se stala od roku 1922 samostatným lékařským oborem. V první polovině dvacátého století se využívalo ortovoltážních rentgenových přístrojů, které produkovaly nízkoenergetické záření, a proto léčba hluboko uložených nádorů byla stále problematičtá. První kobaltové ozařovače se začaly používat v padesátých letech, roku 1953 byl poprvé využit lineární urychlovač v Anglii. Lineární urychlovač se stal standardním zdrojem pro ozařování v zevní radioterapii. (6)

1.1.3 Klinická aplikace radioterapie

1.1.3.1 Kurativní (radikální) radioterapie

Cílem kurativní radioterapie je zcela odstranit nádor a vyléčit pacienta. Tato radioterapie je primární volbou léčby např. pro kožní nádory nebo pro karcinomy děložního hrdla. Také přináší ekvivalentní výsledky v kombinaci s jinou léčbou, nejčastěji chirurgickou. V případě kurativní radioterapie je aplikována maximální dávka záření, což je u zevní terapie 60-80 Gy. Musí mít přijatelnou míru závažných komplikací- 5%. Léčba probíhá většinou 6-8 týdnů s obvyklou aplikovanou standardní frakcionací- 2.0 Gy 1 x denně, 5 x týdně. (12)

V radikální léčbě se využívá kombinace zevní radioterapie s brachyterapií, nejčastěji u gynekologických maligních nádorů (karcinom děložního čípku od klinického stádia IIb a pokročilejší, apod.). Zevní radioterapie je samostatně indikována v léčbě tumorů kůže (hlavně basaliomů), v léčbě karcinomů prostaty, lokalizovaných stádií lymfomů, apod. (12)

1.1.3.2 Adjuvantní radioterapie

Cílem radioterapie adjuvantní je odstranění předpokládané zbytkové mikroskopické choroby. Tímto dojde ke snížení rizika vzniku lokální nebo regionální recidivy nádoru a také se může zlepšit celková doba přežití. (12)

Nejčastěji bývá indikována po chirurgickém zákroku (parciální či totální mastektomie, apod.), nebo po 5. aplikaci terapie systémové (v léčbě lymfomů a dětských nádorů). Speciální indikací adjuvantní radioterapie je ozařování paraortálních

břišních lymfatických uzlin po orchiektomii pro seminom. Pro adjuvantní radioterapii jsou aplikované dávky obvykle nižší než u léčby kurativní. (12)

1.1.3.3 Neoadjuvantní radioterapie

Neoadjuvantní terapie má za cíl zmenšení nádoru- downsizing, downstaging před léčebným výkonem, většinou před operací- předoperační terapie. Pokud máme rozsáhlý inoperabilní nádor, je možné za pomoci této terapie dosáhnout operability. Nebo lze touto metodou zmenšit rozsah operačního výkonu. Zároveň se sníží i riziko diseminace, které nastává při manipulaci s oblastí, která je operována. (12)

Neoadjuvantní terapie bývá často aplikována zároveň s chemoterapií. Kombinace těchto terapií se nazývá konkomitantní chemoradioterapie. Tento typ chemoradioterapie snižuje riziko vzdálené diseminace onemocnění. (12)

Ve vybraných indikacích (např. lokálně pokročilý karcinom rekta), u kterých byl za pomoci klinických studií prokázán přínos, se využívá neoadjuvantní léčby. Nevýhodou neoadjuvantní léčby je zanolost pouze klinického stagingu, na základě čehož může dojít k tzv. overtreatmentu. Pojmem overtreatment se rozumí nadbytečná zdravotní péče nebo péče s vyššími náklady, než je vhodné. (12,13)

1.1.3.4 Paliativní radioterapie

Primární cíl paliativní terapie s krátkodobým záměrem je odstranění nebo alespoň zmírnění symptomů způsobených nádorovým onemocněním. Mezi tyto symptomy patří např. bolest, útlak, krvácivé stavy, apod. Sekundárním cílem paliativní radioterapie je prodloužení přežití. Nejčastějším případem paliativního ozařování jsou metastatická ložiska ve skeletu, uzlinách či na mozku. Paliativní radioterapie bývá také indikována v případě dušnosti, útlaku orgánů nebo krvácení. Urgentně se této radioterapie využívá při syndromu míšní komprese. Cílem paliativní radioterapie s dlouhodobým záměrem je ovlivnění lokální kontroly onemocnění a zároveň prodloužení doby přežití u pokročilých maligních onemocnění. (6,12)

Paliativní radioterapie bývá obvykle aplikována v málo frakcích s vyšší dávkou (např. 10 x 3 Gy, 5 x 4 Gy). Využívá jednoduchých ozařovacích technik (1-2 ozařovací

pole). Někdy bývá indikováno jednorázové ozáření vysokou dávkou (1 x 6-8 Gy) u pacientů, u kterých se předpokládá krátká doba přežití. Není důležitá pouze léčba bolesti a fyzických symptomů, ale také řešení psychických, sociálních a duchovních problémů pacientů. Důležité je, aby se pacient po skončení ozařování cítil lépe než před zahájením léčby. Využívají se takové metody, které nemocného co nejméně zatíží a zároveň mají co nejmenší akutní nežádoucí účinky. (12,14)

1.1.3.5 Nenádorová radioterapie

Cílem této radioterapie je úleva od bolestí, které jsou způsobeny nenádorovými onemocněními nebo zabránění zhoršení funkce orgánu, který je tímto onemocněním postižený. V tomto případě se aplikují nízké dávky záření s antiflogistickými a analgetickými účinky. Pokud je indikována nenádorová terapie, je nutností předem stanovit potenciální dlouhodobá rizika, která by mohla nastat, a také stochastické účinky této léčby. Léčba ozářením u nenádorových onemocnění je metodou poslední volby, až po vyčerpání všech jiných standardních léčebných metod. Není vhodná pro mladé pacienty a pro ženy, které jsou ve fertilním věku. U klinické léčby se nenádorové ozařování využívá nejčastěji u bolestivých degenerativních onemocnění pohybového aparátu (např. ostruha kosti patní). Základem nenádorové terapie je aplikovat pacientovi co nejmenší a zároveň efektivní jednotlivou i celkovou dávku záření. Svazek záření musí být orientován směrem od trupu pacienta a od radiosenzitivních orgánů jako jsou například: oční čočky, gonády nebo štítná žláza. (3,12)

1.1.4 Zdroje ionizujícího záření pro radioterapii

Má-li dojít k léčebné aplikaci ionizujícím zářením, je nutné použít částice, které jsou urychlené na vysokou kinetickou energii. Mezi ty patří pouze elektricky nabitě částice- protony, elektrony, jádra helia a jádra těžších prvků. Fotony, které nemají korpuskulární povahu a nemají náboj, se dají získat sekundárně - interakcí urychlených částic s materiálem, který je vhodný. Urychlovače částic fungují na principu elektrického pole, ke změně dráhy nabitých částic se využívá magnetické pole. (6)

1.1.4.1 Simulátor

Simulátor je přístroj, který napodobuje (simuluje) ozařovač pro radioterapii. Mechanické parametry u simulátoru jsou nastaveny tak, aby odpovídaly mechanickým parametrům ozařovače, který je na daném pracovišti používán. Simulátor má stejný ozařovací stůl, kolimační systém a stejný systém zaměřování. Rozdíl je v tom, že u simulátoru je místo zdroje záření použita radiodiagnostická rentgenka. Naproti rentgence je držák rentgenových kazet pro skiagrafií nebo a také zesilovač obrazu pro skiaskopii. (15,22)

1.1.4.2 Terapeutické rentgenové ozařovače

Ortovoltážní rentgenové přístroje, které produkují záření X s energií 10-300 keV, se užívají k terapii povrchových nádorů kůže, pro paliativní terapii metastáz, které jsou uloženy povrchově a pro nenádorovou terapii. Ozařování probíhá z minimální vzdálenosti (obvykle méně než 50 cm), dávka má prudký spád do hloubky a maximum této dávky je na povrchu. Zdrojem záření je rentgenka, což je vakuová elektronka, která je zapojena do obvodu s vysokým napětím. Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou poté přitahovány k anodě a jsou urychleny silným elektrickým polem. Když elektrony dopadnou na anodu, tak dojde k prudkému brždění, čímž dojde k proměně části jejich kinetické energie na brzdné elektromagnetické záření - záření X se spojitým spektrem. (6)

1.1.4.3 Kobaltové ozařovače

Jako zdroj záření je využíván radioaktivní ^{60}Co . Poločas rozpadu kobaltu 60 je 5,3 roku. Kobalt uvolňuje záření gama, které má energii 1,17 nebo 1,33 MeV. V hloubce 5 mm je maximum dávky a v hloubce cca 10 cm je 50% dávky. Přesunem zdroje z klidové na pracovní polohu nad výstupní otvor se spustí záření. Celkem dva páry primárních clon vymezují svazek. Kobaltový ozařovač se v současnosti využívá především pro paliativní terapii, ale u některých nádorových lokalit může být využit v terapii kurativní. (6)

1.1.4.4 Lineární urychlovače

V dnešní době se využívají vysokofrekvenční urychlovače, kde jsou elektrody připojeny ke střídavému napětí. Mezi elektrodami jsou urychlovány elektrony, které jsou přepólovány se správnou frekvencí. Urychlování probíhá ve vlnovodu, který je rozdělený na řadu rezonančních dutin. Rezonanční dutiny jsou napojeny na generátor vysokofrekvenčního proudu. Vysokofrekvenční střídavé elektromagnetické pole se vytváří ve vlnovodu a to ve formě postupné nebo stojaté elektromagnetické vlny. Když se nabitá částice v poli nosné vlny pohybuje synchronizovaně, znamená to, že na ni působí urychlující síla, která je dána elektrickou složkou elektromagnetické vlny. Z iontového zdroje nebo z elektronové trysky jsou vstřikovány částice v pulzním režimu, které jsou v synchronizaci s urychlujícím vysokofrekvenčním polem. Urychlené elektrony dopadají na terčik z wolframu a vzniká vysokoenergetické záření X. Svazky fotonů, které vystupují z hlavice přístroje, jsou modulovány clonami kolimátoru. Kromě svazku fotonů, které mají obvykle energii 6 MeV nebo 18 MeV, můžeme získat a používat urychlené elektrony, které mají různé energie, obvykle 6-20 MeV. Centrální osa svazku záření bývá namířena do jednoho bodu - izocentra, a to v jakékoliv poloze gantry. Izocentrum je obvykle ve vzdálenosti 100 cm od zdroje záření a bývá lokalizováno do centra ozařovaného objemu, abychom po nastavení pacienta do izocentra mohli přecházet od jednoho pole k druhému a nemuseli měnit polohu pacienta. Při využívání moderních metod radioterapie, musíme používat další doplňky pro lineární urychlovače - dálkově ovládaný polohovací stůl, zaměřovací lasery, kompenzační a klínové filtry, vykrývací bloky, tubusy pro elektronové svazky, dynamické klíny, vícelistový kolimátor (MLC) a pomůcky k fixaci. (6, 30)

Lineární urychlovače mají oproti kobaltovým zdrojům mnoho výhod (menší polostín, vyšší hloubková dávka, výraznější šetření kůže, možnost využití fotonů i elektronů, možnost modulace fluence fotonů, vyšší radiační bezpečnost). Lineární urychlovače se standardně využívají pro kurativní terapii. (6)

Pracoviště radioterapie onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a.s., kde budu provádět praktickou část své práce, je vybaveno dvěma lineárními urychlovači TrueBeam 2,5 (obr. č. 1) od firmy Varian. Tyto lineární urychlovače jsou vybaveny fotonovými svazky s homogenizačním filtrem s energiemi 6 MV a 18 MV, fotonovými svazky bez homogenizačního filtru s energiemi 6 MV a 10 MV a elektronovými svazky s energiemi 6, 9, 12, 16 a 20 MeV. (30)



Obr. č. 1: Lineární urychlovač TRUEBEAM firmy Varian (26)

1.1.4.5 Fotonové svazky

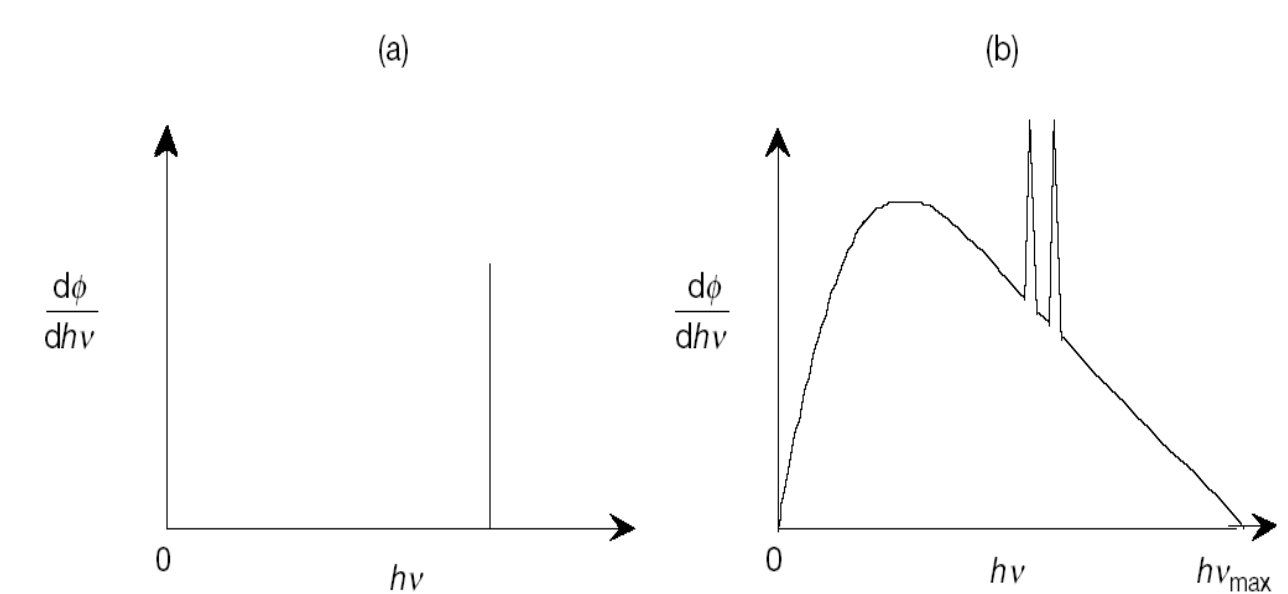
Existují dva druhy fotonového záření - izotropické a neizotropické, a ty produkují monoenergetické nebo heterogenní svazky fotonů. Izotropický fotonový zdroj dává příkon fluence stejný ve všech směrech (např. ^{60}Co), zatímco u anizotropického zdroje fotonů je příkon fluence závislý na směru měření (RTG přístroje, urychlovače). (19)

Všechny fotony v monoenergetickém fotonovém svazku mají tu samou energii $h\nu$. Fotony v heterogenním svazku mají odlišné spektrum - s fotony v celém energetickém intervalu 0 do $h\nu_{\text{max}}$, která je rovna kinetické energii dopadající na terčik. (19)

Zdroje záření gama jsou většinou izotropické a produkují monoenergetické fotonové svazky (obr. č. 2), zatímco pokud je zdrojem fotonů lineární urychlovač, jedná

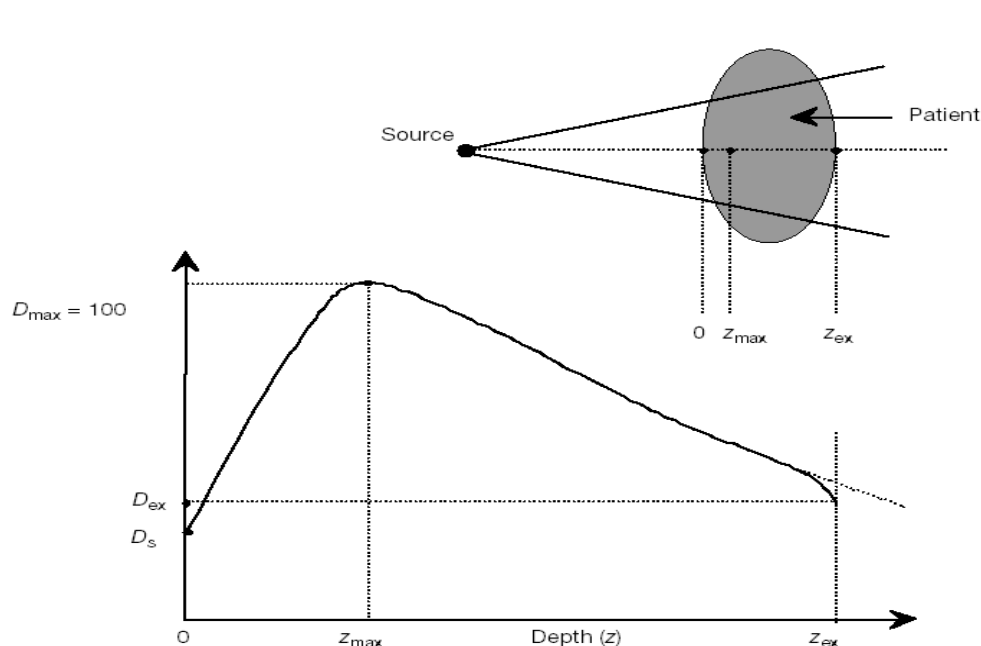
se o anizotropický zdroj a produkuje heterogenní fotonové spektrum. Úzké monoenergetické fotonové svazky budou mít identickou první a druhou polotloušťku (HVL), naproti tomu úzké heterogenní svazky budou mít druhou polotloušťku větší nebo menší než první polotloušťku. U RTG zdrojů pro povrchové nebo orthovoltážní aplikace bude druhá polotloušťka větší kvůli efektu tvrdnutí svazku, zatímco u megavoltážních energií bude menší kvůli měknutí svazku. (19)

Obr. č. 2: Typické spektrum pro (a) monoenergetický a (b) heterogenní fotonový svazek. (19)



1.1.4.6 Průnik fotonového svazku tělem pacienta nebo fantomem

Na obrázku č. 3 lze vidět průnik fotonového svazku tělem pacienta (fantomu). Je zde vidět že pro konstantní velikost pole, vzdálenost SSD a energii svazku se dávka nejprve zvyšuje od povrchu až po $z=z_{\max}$ a pak se snižuje se zvyšující se z . Hloubka dávkového maxima a povrchové dávky závisí na energii svazku: čím vyšší energie svazku, tím větší je hloubka dávkového maxima a povrchová dávka. (19)



Obr. 3: Rozdělení dávky v těle pacienta nebo ve fantomu pro megavoltážní fotonový svazek. (19)

Povrchová dávka

U megavoltážních fotonových svazků je obecně povrchová dávka mnohem menší než maximální dávka, která je v hloubce z_{\max} pod povrchem těla pacienta. Je závislá na energii fotonového svazku a na velikosti pole. Čím větší energie fotonového svazku, tím nižší povrchová dávka. Pro pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ je při použití svazku ^{60}Co povrchová dávka 30%, při 6MV je 15% a při 18MV je 10%. Z toho plyne tzv. efekt šetření kůže, což je důležitá výhoda megavoltážních svazků oproti orthovoltážním svazkům při léčbě hluboko uložených nádorů. (19)

Build-up oblast

Je to oblast mezi povrchem těla (hloubka $z=0$) a hloubkou maxima dávky (z_{\max}). Je výsledkem velkého množství sekundárně nabitých částic (elektronů a pozitronů), které jsou na začátku uvolněny z těla pacienta interakcemi fotonů (fotoefekt, Comptonův rozptyl) a pak je jejich kinetická energie předána tělu pacienta. (19)

Hloubka maxima

Hloubka maximální dávky (z_{\max}) závisí na energii svazku a na velikosti pole. V tabulce č. 1 jsou uvedeny hodnoty hloubky maxima dávky pro některé fotonové svazky. Pro danou energii svazku se nejvyšší z_{\max} vyskytuje při velikosti pole $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Pro větší pole se snižuje kvůli rozptylu záření na kolimátoru. (19)

Tabulka č. 1: Typická hloubka maxima dávky z_{\max} pro různé energie fotonových svazků a velikost pole $5 \times 5 \text{ cm}^2$ (19)

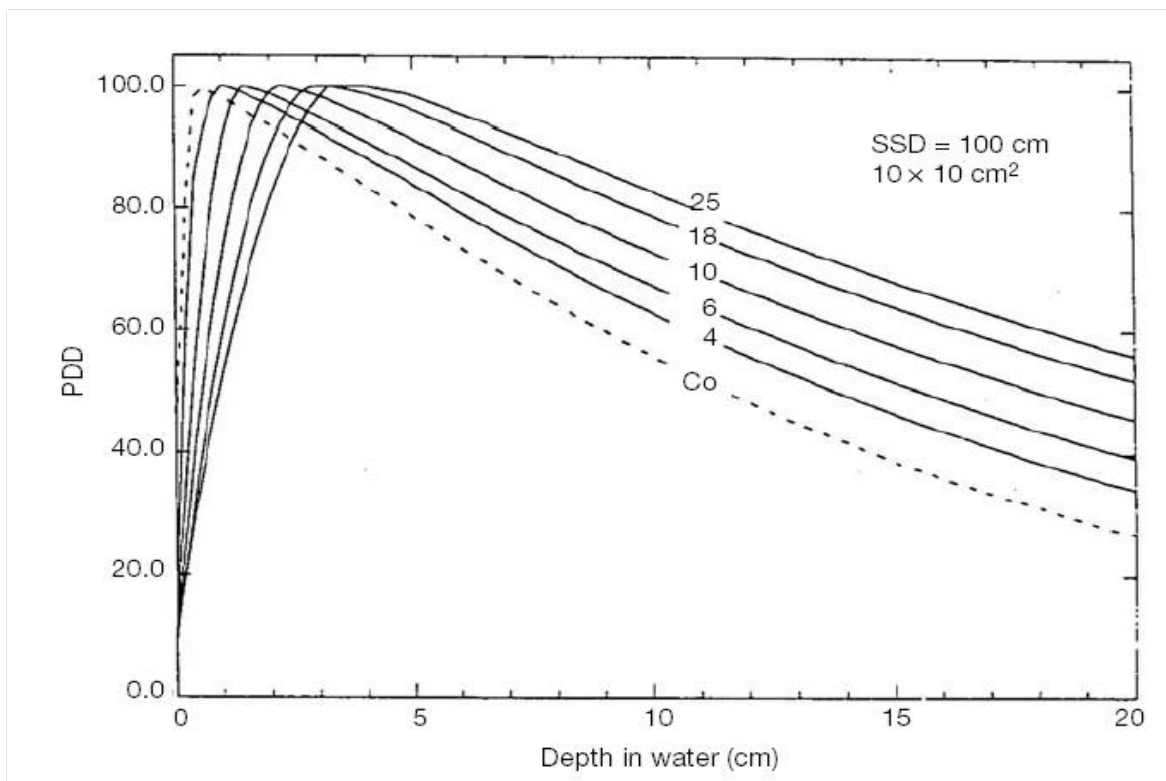
	Superficial	Orthovoltage	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
z_{\max} (cm)	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

Procentuální hloubková křivka

Procentuální hloubková dávka (PDD) (viz obr. č. 4) je distribuce dávky na centrální ose svazku uvnitř pacienta nebo fantomu normalizována na $D_{\max}=100\%$ v hloubce maximální dávky z_{\max} . PDD je definována následovně:

$$PDD(z, A, f, h\nu) = 100 \frac{D_Q}{D_P} = 100 \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P}$$

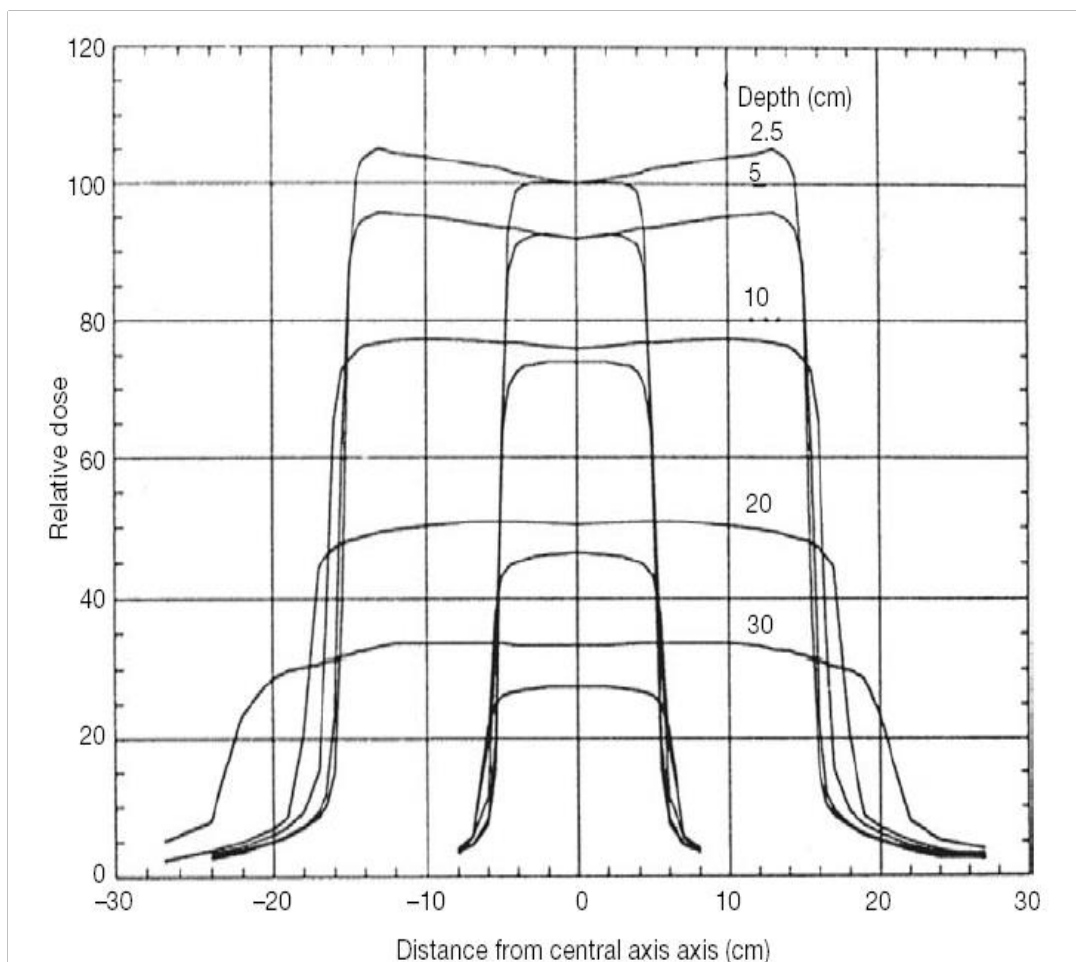
kde D_Q je dávka a dávkový příkon v bodě Q v hloubce z na centrální ose fantomu a D_P je dávka a dávkový příkon v bodě P v hloubce z_{\max} na centrální ose svazku ve fantomu. Procentuální hloubková dávka závisí na čtyřech parametrech: hloubka ve fantomu (z), velikosti pole (A), SSD (často označované f) a energii fotonového svazku. (19)



Obr. 4: PDD křivky ve vodě pro pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD 100 cm pro různé megavoltážní svazky od ^{60}Co do 25 MV. (19)

1.1.4.7 Profil svazku

Dávková distribuce podél centrální osy svazku dává pouze část informací potřebných k přesnému popisu dávky v těle pacienta. Dávkové distribuce ve 2D a 3D jsou vždy určeny daty z centrální osy svazku ve spojení s profily naměřenými mimo osu svazku (viz obr. č. 5). Tyto profily se měří kolmo na osu svazku v dané hloubce ve vodním fantomu. Hloubky měření bývají většinou $z=z_{\text{max}}$ a $z=10$ cm pro ověření souhlasu se specifikacemi přístroje, a taky v jiných hloubkách, které jsou požadovány pro daný plánovací systém používaný na oddělení. (19)



Obr. č. 5: Příklad profilů svazku pro dvě velikosti pole ($10 \times 10 \text{ cm}^2$ a $30 \times 30 \text{ cm}^2$) a fotonový svazek o energii 10MV pro různé hloubky ve vodě. (19)

1.1.4.8 Efekt šetření kůže fotonových svazků

Pro vyšší energie fotonového záření platí, že dochází k rapidnímu zvýšení dávky v prvních pár milimetrech a poté dosahuje pozvolna svého maxima hodnoty. Např. v případě 4 MV energie, procenta hloubky dávky vzrůstají od 14% do 74% v prvních dvou milimetrech. V hloubce 5 mm dosáhne dávka 94% a v hloubce 10 mm docílí jejího maxima hodnoty. Praktická aplikace tohoto jevu je případ, ve kterém je bolus užíván záměrně k maximalizování dávky na kůži (např. pokrývání jizvy proužkem bolusu). Pro energii 4 MV je obvyklý adekvátní tkáňový ekvivalent bolusu tloušťky 5-6 mm. Tedy tloušťka bolusu, která je požadována k dosažení 90-95% narůstání dávky, je podstatně menší než hloubka maxima dávky. Ačkoliv šetření kůže závisí na mnoha podmínkách, celkový efekt se stává více výrazný se zvyšováním fotonové energie. Pro

vysokoenergetické záření se značného šetření nemusí docílit pouze na povrchu kůže, ale také v podkožních tkáních. (7)

1.2 Plánování v radioterapii

Hlavním cílem plánovacího procesu je nalezení optimálních podmínek pro ozařování tak, aby bylo splněno požadované kritérium radioterapie. Tímto kritériem je myšleno dodání dostatečné dávky záření do ložiska nádoru a zároveň co největší šetření zdravých tkání. Pro cílové objemy (viz. obr. č. 6) v plánování je nutné dodržovat princip APARA („as precisely as readily achievable“ – tak přesné jak jen je možné dosáhnout). (14)

1.2.1 Cílové objemy

1.2.1.1 Nádorový objem

Je to objem nádoru, který můžeme prokazatelně určit zobrazovacími metodami nebo klinickým vyšetřením. Jeho velikost, rozsah nebo lokalizaci stanovíme pomocí různých klasifikačních systémů. Jedním z těchto klasifikačních systému je TNM systém, jehož hlavním kritériem je klasifikace anatomického rozsahu onemocnění, a tento rozsah je určen klinicky a histopatologicky. Na základě klinického stádia, které bylo stanoveno, bude rozhodnuto o léčebném postupu. (3,4)

Makroskopické hranice nádorového objemu určíme pomocí zraku a pohmatu nebo pomocí rentgenového vyšetření, izotopového vyšetření, počítačové tomografie, ultrasonografie nebo magnetické resonance. Kolem nádorového objemu se může nacházet i oblast mikroskopického šíření nemoci, kterou nemůžeme zjistit žádnými dosud užívanými diagnostickými metodami. (3,4)

1.2.1.2 Klinický cílový objem

Klinický cílový objem je pojem anatomicko-klinický, který musí být stanoven před výběrem typu léčby a techniky ozařování. U paliativní terapie se klinický objem

zpravidla neurčuje. Je to objem tkáně, v němž má být absorbovaná určitá ozařovací dávka, která je rozdělena v čase do řady frakcí. (3,4)

Cílem radioterapie je aplikovat letální dávku nejenom do makroskopické oblasti nádorového objemu, ale i do oblastí, kde předpokládáme právě rozsev mikroskopický. Rozsah mikroskopického šíření můžeme určit na základě histologie a znalosti chování dle typu nádoru, podle invazivity nádoru a jeho schopnosti se šířit do přilehlých zdravých tkání a lymfatických uzlin. (4)

Kolem klinického cílového objemu musíme přidat další lem, který kompenzuje nepřesnosti, které jsou způsobeny změnou velikosti orgánů (např. náplň močového měchýře nebo konečníku) a také jejich pohybem a pohybem celého pacienta. Velikost lemu by měla vycházet z praktických zkušeností a přístrojových možností pracoviště. (3,4)

1.2.1.3 Plánovací cílový objem

Plánovací objem je geometrický pojem a stanovení tohoto pojmu je důležité k volbě geometrie a velikosti ozařovacích polí. Celý objem musí být ozáren dávkou, která je předepsána. V závislosti na situaci (například v jakém stavu je pacient nebo jaká je poloha klinického cílového objemu) a ozařovací technice, která byla zvolena, může být plánovací cílový objem podobný klinickému cílovému objemu. To platí v případě malého kožního tumoru nebo tumoru hypofýzy. A naopak větší rozdíl mezi těmito objemy bude v případě tumoru plic. Ideálně by měla být dodána dávka jen pro plánovací cílový objem. (3)

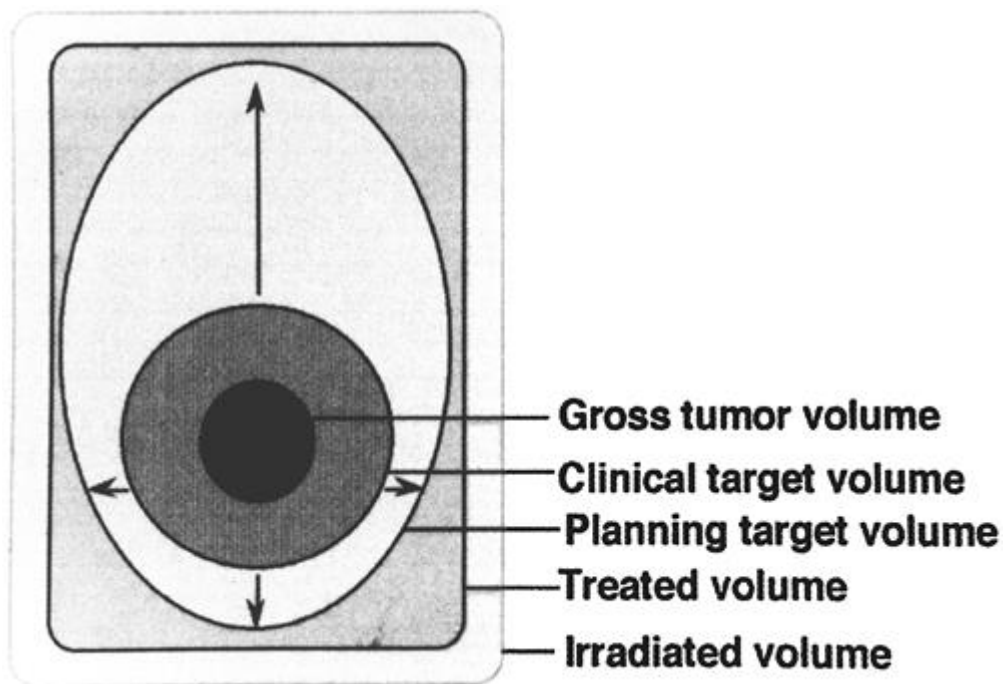
V praxi se vyskytují situace, kdy nádor včetně jeho biologického lemu mění polohu v závislosti na pohybech pacienta. Tyto pohyby jsou vyvolány technickými nebo fyziologickými příčinami. Tento fakt vede k dalšímu rozšíření hranic cílového objemu. Musíme brát také v úvahu kolísání objemu močového měchýře. Během frakcionovaného režimu ozařování dochází ke změnám určitých rozměrů pacienta a polohy při ozařování. Může se změnit například obrys těla a tím i poloha kožních značek. Také může docházet k menšímu pohybu v imobilizačních pomůckách. (4)

1.2.1.4 Léčený objem

Léčený objem obklopený izodózou, která je vhodná k dosažení léčebného záměru. Většinou to je 95% izodóza. Jestliže se prokáže, že objem, který je léčený, je menší nebo úplně obklopuje plánovací cílový objem, pravděpodobnost kontroly tumoru je snížena a plán ozařování musí být přehodnocen. (3)

1.2.1.5 Ozářený objem

Tento objem bývá ozářený dávkou, která je považována za významnou a to vzhledem k toleranci zdravé tkáně. Objem, který obdrží dávku větší než 50%, je podle ICRU nazýván objemem ozářeným. (3)



Obr. č. 6: Definice cílového objemu (20)

1.2.1.6 Kritické orgány

Jsou to zdravé tkáně, u kterých může dojít k významnému ovlivnění plánování léčby a zároveň velikosti dávky, která byla předepsána, a to z důvodu jejich radiosenzitivity. Právě proto musí být při plánování tyto zdravé tkáně vzaty v úvahu. Významným kritériem pro konformní radioterapii je srovnání léčeného objemu s objemem ozařovaným pro různá uspořádání svazků záření. U konformní radioterapie léčený objem prostorově souhlasí s plánovacím cílovým objemem. (3,4)

1.2.2 Plánování léčby pomocí plánovacích systémů

Tyto systémy slouží k výpočtu předpokládaného rozložení dávky záření v těle pacienta při zvolené ozařovací technice. Na podkladě CT plánovacích skenů a simulačních snímků dojde k vytvoření izodózních plánů. Izodózní plány jsou v těchto systémech vytvářeny buď ve dvou rovinách – 2D plánování, nebo ve třech rovinách – 3D plánování, které je modernější. Rozložení dávky se většinou počítá v řezu CT, který prochází středem navrhovaného cílového objemu, případně i v dalších řezech, které jsou rovnoběžné s centrální osou. Ozařovací plán v prostoru je při 3D plánování vytvářen speciálním programovým vybavením (software), které umožňuje plnou třírozměrnou konstrukci nejen cílového objemu a anatomických struktur, ale i dávkového rozložení. (1,15)

Ozařovací plán je soubor nastavení parametrů ozařovače, který zajišťuje takové ozaření pacienta, které je optimální, a podle kterého se ozařování provádí. Obdobné plánovací systémy se používají v brachyradioterapii. (15)

1.2.3 Dvojrozměrné plánování (2D)

Klasickým využívaným způsobem plánování ozařování je zhotovení izodozního ozařovacího plánu ve dvou rovinách - rozměrech. V 2D plánování se izodozní plán provádí podle údajů pacienta a podle ozařovacích podmínek většinou v rovině centrálního paprsku. Je možné jej provádět i v jiných rovinách ozařovacího svazku. Dvojrozměrné plánování se dnes již využívá pouze u paliativní radioterapie, u které je

hlavním cílem vytvoření jednoduchého, rychlého ozařovacího plánu. U 2D radioterapie se využívají 1 nebo 2 pole s minimálním tvarováním svazku. (1,21)

1.2.4 Trojrozměrné plánování (3D)

Plánování ozařování v prostoru je možné pouze na speciálních plánovacích systémech. Plány izodóz jsou vytvářeny ve třech rovinách - x, y, z. Cílový objem, kritické orgány v oblasti tumoru a potřebný úsek těla pacienta znázorňuje plánovací výpočetní systém prostorově z nejrůznějších směrů a pohledů. Plánování izodózního plánu je prováděno přesně na cílový objem tak, že zdravé tkáně a kritické okolní orgány jsou maximálně šetřeny. Je výhodné jej využívat při plánování na malé cílové objemy – např. v oblasti mozku, hrudníku nebo prostaty. U 3D radioterapie se využívá obvykle většího počtu polí. Svazek záření je tvarován z jednotlivých polí podle obrysu cílového objemu pomocí MLC. (1,21)

Proces plánování dávky bývá rozdělen na několik částí. Nejprve je provedena lokalizace cílového objemu na simulátoru. Zvolí se vhodná ozařovací poloha tak, aby byla pohodlná a reprodukovatelná v průběhu celého ozařovacího cyklu, k čemuž mohou pomoci i různé fixační pomůcky. Pak se provede CT sken pacienta v dané poloze i s fixačními pomůckami a tyto snímky jsou načteny do plánovacího systému. Pro lepší zobrazení cílového objemu lze vytvořit sken magnetickou rezonancí ve stejné poloze a stejnými fixačními pomůckami. V plánovacím systému pak lze provést fúzi těchto snímků. Do CT snímků lékař zakreslí cílový objem a kritické orgány. Vytvoří se ozařovací plán, jehož součástí je jedno nebo více ozařovacích polí. S ohledem na citlivé okolní tkáně se zvolí úhly ramene urychlovače pro daná pole, velikost a tvar polí, úhel kolimátoru, energie svazku, modifikátory svazku (klíny, bloky aj.). Zvolí se denní ložisková dávka a celková dávka pro cílový objem a provede se výpočet. Výsledky výpočtu dávky lze zobrazit jako absolutní nebo relativní izodózy, které pokrývají cílový objem a jeho okolí. Součástí výsledků je i dávkově objemový histogram, který zobrazuje závislost dávky na objemu pro danou strukturu (např. kritický orgán nebo cílový objem). Většinou se vytvoří několik různých plánů a lékař posoudí, který plán je pro pacienta nejvhodnější. Posouzení je možno provést na základě několika parametrů:

pokrytí cílového objemu dávkou, maximální dávka v objemu, minimální dávka v objemu, střední dávka v objemu, statistiky z dávkově objemového histogramu. (15)

1.2.4.1 Klasické ozařovací techniky

Nejčastěji používané klasické ozařovací techniky jsou:

- Kombinace dvou nebo tří polí – např. dvě protilehlá pole (pro oblast plic nebo krku), dvě na sebe kolmá pole, dvě tangenciální pole (pro oblast prsu a hrudní stěny po ablaci (viz obr. č. 8) (19)
- Kombinace čtyř a více koplánárních polí – pole uspořádaná v jedné transversální rovině, např. technika Box používaná pro oblast břicha a pánve (19)
- Kombinace nekoplánárních svazků - nestandardní úhly svazků, se většinou používají, když je potřeba šetřit nějakou kritickou strukturu a když koplánárními svazky nedosáhneme potřebného šetření (např. pro oblast CNS) (19)

1.2.4.2 Pokročilé ozařovací techniky

Technika IMRT

Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku představuje jeden z nejdůležitějších pokroků v radioterapii od doby vynálezu lineárního urychlovače. Jejím principem je modulace intenzity záření napříč fotonovými svazky jednotlivých polí. Je to ozařovací technika, která využívá většího počtu svazků z různých úhlů, jejichž intenzita je modulována a zároveň záměrně dodává nehomogenní dávku do cílového objemu. Svazek je rozdělen na jednotlivé pixely. Tyto pixely mají různou intenzitu záření díky naprogramovanému pohybu lamel MLC během ozařování. (10, 27, 28)

Pro výpočet rozložení intenzity záření v poli se využívá metody inverzního plánování. Princip spočívá v tom, že radiologický asistent specifikuje počet a orientaci svazků a dávky, která je požadována na plánovaný cílový objem a kritické orgány.

Intenzita jednotlivých polí se opakovaně mění pomocí počítačového algoritmu tak, až prostorová distribuce dávky vyhovuje definovaným požadavkům. (8)

IMRT je vyspělejší formou 3D-konformní radioterapie. Umožňuje na rozdíl od konvenční a konformní radioterapie dosáhnout optimálnějšího rozložení dávky zejména v oblasti konkavit plánovaného cílového objemu a zároveň šetření okolních zdravých tkání a orgánů. (28)

Podmínkou IMRT je MLC, který kontinuálně vytvoří nepravidelný tvar pole podle ozařovacího plánu. Okraje lamel kopírují vhodně ozařovaný objem a eliminují vznik polostínu. Typický vícelamelový kolimátor má 40 - 120 lamel, uspořádaných v párech. Výhodou MLC je kratší doba přípravy, užití bez potřeby otevření ozařovací místnosti a jednoduchý výběr s možností opravy tvaru pole. (10)

Techniku IMRT lze provést dvěma metodami:

- Metoda Step and Shoot- metoda násobných segmentů
Při této metodě se tvar segmentu (pohyb MLC) mění vždy při vypnutí svazku záření. V tomto režimu se nastaví buď pohyb lamel MLC nebo dodání dávky. Při dosažení požadované polohy a intenzity je ozařování znovu spuštěno. (29)
- Metoda Sliding Windows (metoda klouzavých polí)
Tento režim je dynamický a dochází zde ke kontinuálnímu pohybu MLC při aktivovaném svazku záření. Přerušování svazku záření není nutné. (29)

Pohybová terapie se svazkem s modulovanou intenzitou (VMAT)

Při užití této techniky dochází k současnému pohybu lamel MLC a ramena lineárního urychlovače. Výhodou je dosažení velmi vysokého stupně modulace. (29)

Tomoterapie

Tato metoda realizace IMRT je založena na principu počítačové tomografie. Kolem pacienta rotuje malý lineární urychlovač s fotonovou energií zpravidla 6 MV, který je

zdrojem záření. Svazek záření je modulovaný miniaturním MLC, který realizuje otevřený nebo uzavřený ozařovací segment ve tvaru čtverce. Svazek záření je tímto způsobem rozdělen na mnoho menších svazků a umožňuje modulaci svazku záření v rámci ozařovacího pole. (29)

Respiratory Gatings (eliminace vlivu dýchání na polohu cílového objemu)

Respiratory Gatings patří mezi nástroje, které slouží k zajištění přesnosti a reprodukovatelnosti polohy PTV, a to jak v rámci ozáření jedné frakce, tak i mezi jednotlivými frakcemi celého cyklu ozařování. Tato metoda vychází z předpokladu, že pohyb orgánů a tumoru v těle pacienta je ve vztahu k pohybu povrchu těla v důsledku dýchání. Principem je umístění detekovatelných značek na tělo pacienta a sejmutí frekvence dýchacího cyklu podle pohybu značek. Řídící počítač je potom schopen na základě intervalu dýchacího cyklu iniciovat zahájení CT snímání nebo akvizici svazku záření na lineárním urychlovači. Výsledným efektem je plánování radioterapie na souboru skenů CT selektivně zvolených v závislosti na cyklu dýchání a následně aplikace radioterapie do oblasti PTV s maximální možnou eliminací pohybu v souvislosti s dýcháním pacienta. (29)

1.3 Fantomy

Je složité změřit rozložení dávky přímo v pacientovi, který je léčený zářením. Data o rozložení dávky jsou zjišťována z měření, které je prováděno na fantomech, což jsou materiály, jejichž absorpce záření odpovídá tkáni člověka. Získaná data jsou potom použita u konkrétního pacienta. (1)

Základním materiálem fantomu je voda. Voda je univerzální fantomový materiál, který je lehce dosažitelný. Pomůcky na měření jsou také vyrobeny z materiálu podobnému vodě. (1)

Kromě vody se v radioterapii používají i jiné materiály pro výrobu fantomů, např. polystyren, plexisklo, parafin, PMMA, apod. U těchto materiálů musí být přihlíženo k efektivnímu atomovému číslu. (1)

Kromě homogenních fantomů (fantomů z jednoho materiálu), které se široce používají v klinické dozimetrii, existuje i systém používající různé materiály. Patří sem tzv. Alderson Radiation Therapy fantom (ART) a jeho starší verze Alderson Rando fantom, která je užívána přes 30 let. ART je propracovanější i kvalitnější jak v designu, tak v materiálu. Tyto fantomy jsou nepostradatelnou kvalitní pomůckou. Umožňují integrované testy pro léčebné plánování. (4,5)

1.4 Bolus pro radioterapii

Bolus je měkký a odolný materiál s vlastnostmi tkáňového ekvivalentu, který je užíván v přímém kontaktu s kůží pacienta při potřebě zvyšování povrchové dávky a zároveň snižování dávky hloubkové. Využívá se také v případě kompenzování chybějících tkání. (12)

Pokud je v úmyslu zvyšování povrchové dávky, je užitá vrstva bolusu od 0.5 do 1.5 cm, protože tato vrstva nevytváří znatelné rozdíly ve struktuře hloubkových křivek. Pokud je bolus užit z důvodu kompenzace chybějících tkání nebo na nepravidelný povrch těla, jedna strana bolusu může kopírovat nepravidelnosti povrchu, zatímco druhá strana může být zcela hladká. Svazek tak dopadá na rovný povrch a tímto je odstraněn kůži-šetrící efekt. (12,18)

Ve vysokoenergetickém elektronovém záření bolus také způsobuje posun maxima v hloubkové křivce směrem k povrchu. (12)

Například za předpokladu, že ohnisko zájmu je pod povrchem kůže v hloubce 5 mm a paprsky záření mají maximální dávku v hloubce 10 mm pod povrchem kůže, přiložením bolusu o tloušťce 5mm na povrch posuneme maximum dávky do oblasti našeho zájmu. (9)

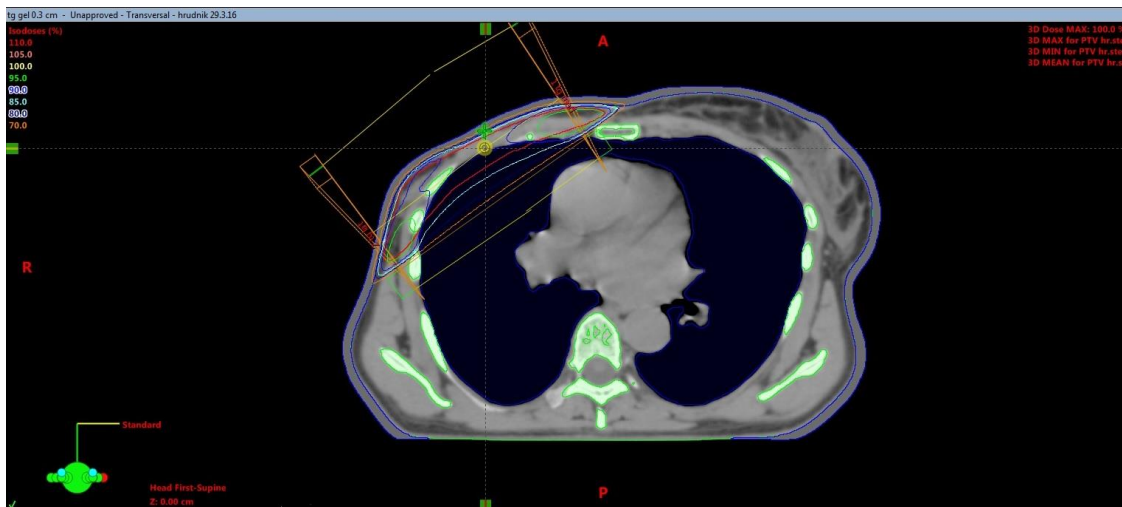
Obecně platí, že bolus musí splňovat následující podmínky: je to látka ekvivalentní tkáni lidského těla, je homogenní, má vynikající plasticitu a odpovídající odolnost a přilnavost k lidskému tělu. Je netoxický, má rovnoměrnou šířku, neobsahuje vzduch. Kromě těchto vlastností a podmínek je žádoucí, aby byl bolus transparentní (např. aby bylo možno vidět značky na kůži). Výrazem ekvivalentní tkáni lidského těla se rozumí, že má podobnou densitu jako lidská tkáň. V této souvislosti to znamená, že vlastnosti z hlediska absorpce a rozptylu paprsků jsou stejné jako v solidních tkáních. (9,17)

V dnešní době jsou v radioterapii užívány bolusy z různých materiálů a každý z nich má své určité výhody i nevýhody. Nejdůležitější vlastností bolusů je schopnost absorpce záření. (12)

1.4.1 Bolusy používané na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s.

Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se dosud používala jako bolus zubařská hmota (vosk) Ceradent. Tento materiál se dodává ve tvaru destiček o velikosti 17,5 x 8cm² a tloušťce 1,4 mm. Z těchto destiček se skládal bolus o celkové ploše 35 x 48cm² (většinou ve dvou vrstvách), aby pokryl celou hrudní stěnu pacientky po ablaci. Takto vytvořený bolus byl tvrdý a nepřiléhal dobře k tělu pacientky. Z hygienických důvodů se podkládal buničinou, a lepší desinfekce nebyla možná. Proto byla pořízena nová sada gelových bolusů od firmy Civco. Tyto bolusy jsou z tkáni ekvivalentního gelového materiálu o denzitě 1,03 g/cm³. Byly pořízeny bolusy o rozměrech 30x30cm² a tloušťkách 0,3cm, 0,5cm a 1cm v provedení s kůží (obalem) a bez kůže (bez obalu, pouze pevný gel). Jsou přilnavé a dobře kopírují tvar těla. V provedení bez kůže lepší a nelze je desinfikovat. Lze je však stříhat (kdyby byl třeba menší rozměr), anebo skládat do větších celků (pak je potřeba je spojit např. potravinovou fólií). Bolusy dodané s kůží lze i desinfikovat, bolusy bez kůže je potřeba zabalit např. do potravinové fólie. V tomto případě bude mít každá pacientka svůj bolus a po dokončení léčby bude bolus přebalen do nového obalu, aby mohl být použit na jinou pacientku. Dle specifikací na internetu by výrobce měl začít dodávat i bolusy o rozměrech 30cm x 50cm x 0,5cm s kůží, které by mohly pokrýt většinu aplikací s bolusem. Odpadlo by tak problematické skládání bolusů a jejich přebalování. (11)

Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se bolusy používají převážně při ozařování hrudní stěny u pacientek po ablaci pro ca prsu. (obr. č. 7) Výjimečně se používají i u jiných lokalit, kdy je potřeba zvýšit povrchovou dávku u fotonových svazků, např. u ca laryngu, sarkomů, inflamatorního ca prsu bez ablace, paliativního ozáření tumorů na kůži aj. (11)



Obr. č. 7: Ozařovací plán pro techniku dvou tangenciálních polí pro pacientku s ca prsu po ablaci. Pacientka má na povrchu těla vygenerovaný bolus o tloušťce 0,3 cm.

2 Praktická část

2.1 Současný stav problematiky

Na pracovišti Nemocnice České Budějovice a.s. se jako bolus používá Ceradent (modelovací zubařský vosk), který nepřiléhá dostatečně na kůži pacienta.

2.2 Cíl

Provést srovnání dávky naplánované a naměřené pod bolusem z nového materiálu a vypracovat zásady pro jeho používání.

2.3 Hypotéza

Lze předpokládat, že vygenerovaný bolus v plánovacím systému odpovídá naskenovanému bolusu na CT s pacientem a mezi dávkou naplánovanou a naměřenou je rozdíl.

2.4 Metodika výzkumu

Bakalářská práce se skládá z části teoretické a praktické. V části teoretické jsem se věnovala tématu bolusů, dále radioterapii a plánování v radioterapii, které s tématem mé práce souvisí. Tuto část jsem zpracovávala analytickou metodou literatury, odborných internetových stránek a odborných časopisů, které jsou níže uvedeny v kapitole Seznam informačních zdrojů.

V praktické části byly pro měření použity fantomy, které jsou z plexiskla a PMMA (polymethylmethakrylát). Tento materiál má podobnou denzitu jako lidská tkáň. Celkem jsme použili tři druhy fantomů: fantom imitující hrudní stěnu pacientky po ablaci pro ca prsu, universální IMRT verifikační fantom (viz obr. č. 8) a deskový fantom (viz obr. č. 9). Měření dávky pro tyto fantomy probíhalo na lineárním urychlovači Clinac 2100C/D a TRUEBEAM 2,5.



Obr. č. 8: universální IMRT verifikační fantom (23)



Obr. č. 9: deskový fantom, vlevo akrylový materiál, vpravo PMMA (23)

Jako první jsme použili deskový fantom o rozměru 30 x 30 cm od firmy IBA. Ten je vyroben z akrylového materiálu a je vodě-ekvivalentní. Je určený pro fotonové záření v rozmezí od 70 kV do 50 MV a pro elektronové záření v rozmezí od 1 MeV do 50 MeV. Deskový fantom se skládá z plátů různých tloušťek od 1 mm do 10 mm a má v sobě otvory pro různé typy ionizačních komor. U deskového fantomu jsme udělali sken na CT bez bolusu. Tento fantom jsme použili ke kalibraci komory. Komoru jsme připojili k elektrometru UNIDOS a měřili jsme odezvu na námi známou dávku 2 Gy. (23, 25)

Další fantom, který jsme použili k měření, byl ve tvaru hrudní stěny u pacientky po ablaci prsu. Fantom byl naskenován na CT s tloušťkou řezu 3 mm. Nejprve byl tento fantom naskenován bez bolusu. Fantom obsahuje otvor, do kterého lze vložit ionizační komoru o objemu $0,125 \text{ cm}^3$ od firmy PTV (viz obr č. 10), pomocí které můžeme změřit dávku. Tato ionizační komora je voděodolná a určena k měření vysokoenergetického fotonového a elektronového záření. Je vyrobena speciálně pro účely dozimetrie, především k měření dávky na vodních a jiných fantomech. Škála používaných energií u této komory je u fotonového záření od 140 kV do 50 MV a od 6 MeV do 50 MeV u elektronového záření. Komora je vyrobena z grafitu s ochranným akrylovým povrchem. Objem ionizační komory je $0,125 \text{ cm}^3$. Tato komora je vhodná pro naše měření.

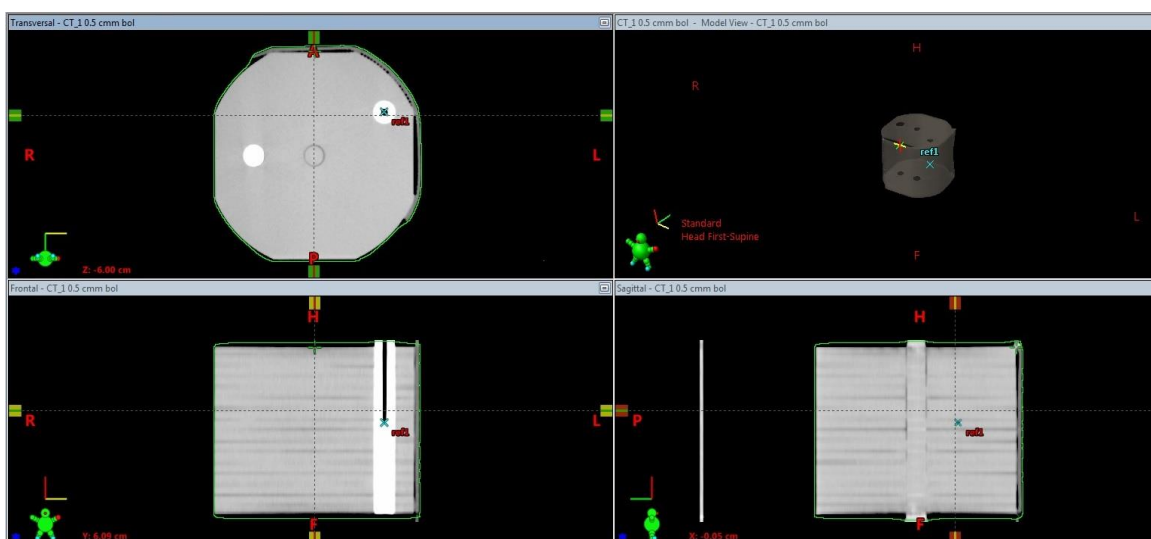


Obr. č. 10: Ionizační komory od PTW, vlevo s rozměrem $0,125 \text{ cm}^3$, vpravo s rozměrem $0,3 \text{ cm}^3$ (23)

Dále jsme naskenovali fantom hrudní stěny s tloušťkou bolusu $0,3 \text{ cm}$ (viz obr. č. 11). Potom jsme nasníмали tento fantom s tloušťkou bolusu $0,5 \text{ cm}$ (viz obr. č. 12) Nakonec byl naskenován fantom hrudní stěny s bolusem tloušťky 1 cm .

Pro toto měření byly použity nové bolusy z gelového materiálu, o nichž jsem se zmiňovala v kapitole Bolusy používané na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Velikost bolusů, kterou jsme použili, byla $30 \times 30 \text{ cm}$.

Všechny tyto skeny jsme poslali do plánovacího systému Eclipse a museli jsme vytvořit potřebné kontury, bez nichž bychom nemohli provést výpočet dávky. Plánovací systém Eclipse je určený pro prohlížení 3D snímků, definování cílových objemů a dalších anatomických struktur v těle pacienta, nastavení pole, virtuální simulaci, výpočet dávky a vyhodnocení plánu. Tento systém je rozdělený do několika aplikací, a každá z nich je určena pro jiné účely v různých fázích plánování léčby. (24)



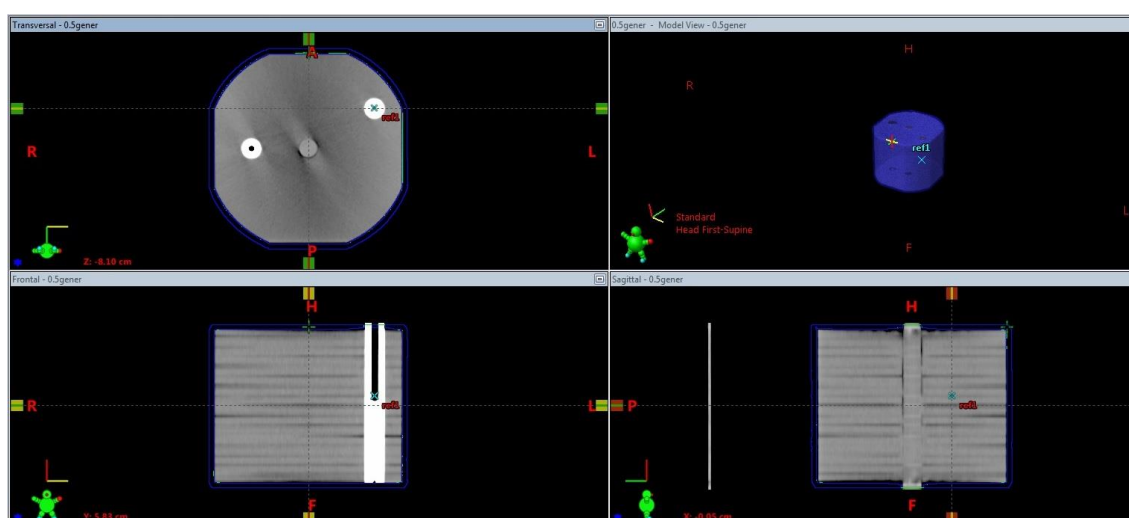
Obr. č. 11: Fantom hrudní stěny s naskenovaným bolusem o tloušťce 0,3 cm importovaný do plánovacího systému Eclipse.

V tomto systému byly vytvořeny 3 kopie CT skenů fantomu bez bolusů a v těchto kopiích byl vygenerován bolus o tloušťce 0,3 cm, 0,5 cm, 1 cm a denzitě -30 HU. Dále jsme si pro každý CT sken (CT bez bolusu, CT s bolusem tloušťky 0,3 cm, 0,5 cm, 1 cm, CT s vygenerovaným bolusem tloušťky 0,3 cm, 0,5 cm a 1 cm) vytvořili ozařovací plán pro techniku dvou tangenciálních polí s následujícími parametry:

Tabulka č.2: Plán pro 2 tangenciální pole

Pole	1 tg. mediálně	2 tg. laterálně
Energie	6X	6X
Velikost pole	40,0 cm x 16,0 cm	40,0 cm x 16,0 cm
Rotace gantry	318,9°	141,3°
Rotace kolimátoru	0,0°	0,0°
Rotace stolu	0,0°	0,0°
Izocentrum X	6,9 cm	6,9 cm
Izocentrum Y	5,8 cm	5,8 cm
Izocentrum Z	-7,2 cm	-7,2 cm

Váha pole	0,943	1,026
Počet monitorovacích jednotek	100 MU	100 MU
Primární referenční bod	Ref1 (95.3%)	Ref1 (95.3%)
Předepsaná procentuální dávka	100%	100%
Normalizační hodnota	100%	100%
Předepsaná dávka (frakcionace)	2000 Gy (1,905 Gy/frakce)	2000 Gy (1,905 Gy/frakce)



Obr. č. 12: Fantom hrudní stěny s vygenerovaným bolusem o tloušťce 0,5 cm importovaný do plánovacího systému Eclipse.

Izocentrum těchto polí je umístěno do středu otvoru pro ionizační komoru ve fantomu hrudní stěny. Při tvorbě plánu jsme si vytvořili referenční bod č. 1, který jsme umístili do izocentra. Poté jsme v plánovacím systému určili u každého plánu dávku v referenčním bodě č. 1 a provedli jsme měření v tomto bodě. Použili jsme k tomu ionizační komoru 31010 o objemu $0,125 \text{ cm}^3$. Tuto ionizační komoru jsme zasunuli do otvoru fantomu, který k tomu musel být před použitím přizpůsobený (otvor ve fantomu byl jiné velikosti, než jsme potřebovali, proto jsme museli vytvořit vložku z plexiskla, aby ionizační komora do fantomu přesně zapadla). Naměřenou dávku jsme pak porovnávali s dávkou v referenčním bodě č. 1 získanou v plánovacím systému Eclipse.

Provedli jsme měření všech konfigurací (bez bolusu, s bolusem tloušťky 0,3 cm, 0,5 cm a 1 cm). Dávku měřenou ionizační komorou jsme porovnávali s dávkami zjištěnými v plánovacím systému. Tam byl k výpočtu použit nejprve bolus vygenerovaný a poté bolus naskenovaný.

Kromě techniky dvou tangenciálních polí nás zajímalo, jak se bude bolus chovat při srovnání techniky jednoho přímého pole a jednoho šikmého pole. Zajímal nás dopad z 0° a z 320°. Vytvořili jsme v plánovacím systému Eclipse plány pro tyto úhly polí a parametry těchto polí jsou uvedeny v tabulce č. 3 a 4.

Tabulka č. 3: Plán pro přímé pole

Energie	6X
Rozměry	10 cm x 10 cm
Rotace gantry	0°
Počet monitorovacích jednotek	100 MU

Tabulka č. 4: Plán pro šikmé pole

Energie	6X
Rozměry	10 cm x 10 cm
Rotace gantry	320°
Počet monitorovacích jednotek	100 MU

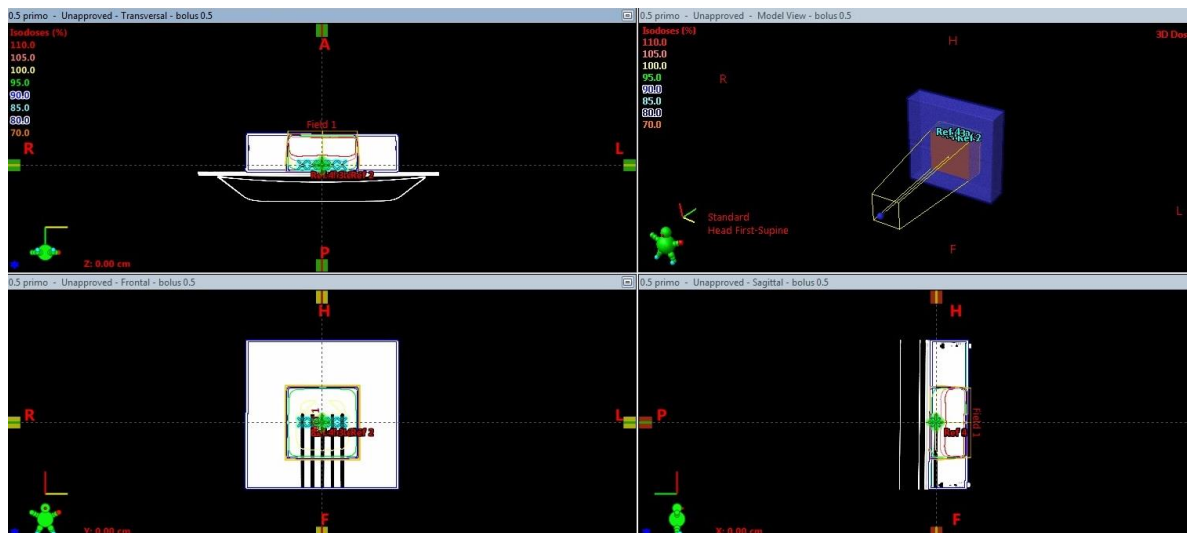
Toto měření jsme provedli na univerzálním IMRT verifikačním fantomu. Fantom má tvar kvádrů a skládá se ze dvou akrylových bloků 30 x 30 cm. Obsahuje 5 otvorů pro ionizační komoru 0,125 cm³. Potom jsme tento fantom naskenovali bez bolusu a v plánovacím systému ECLIPSE jsme si vygenerovali bolusy různých tlouštěk (0,3 cm, 0,5 cm a 1 cm). V otvorech pro ionizační komory jsme si v plánovacím systému určili referenční body 0, 1, 2, 3, 4 (viz tabulka č. 5) a spočítali jsme plán pro jedno pole přímé

a pro jedno pole šikmé (viz obr. č. 13, 14). V plánovacím systému jsme odečetli referenční dávky pro body 0, 1, 2, 3, 4.

Opět jsme si nejdřív udělali kalibraci komory na deskovém fantomu. Potom jsme změřili odezvu v pěti referenčních bodech v tomto fantomu a tuto odezvu jsme přepočítali na dávku a porovnali jsme ji s plánovanou dávkou

Tabulka č. 5: Referenční body pro IMRT verifikační fantom

	X	Y	Z
R0	0	0	0
R1	2.00	0	0
R2	4.00	0	0
R3	-2.00	0	0
R4	-4.00	0	0



Obr. č. 13: Univerzální IMRT verifikační fantom s referenčními body 0, 1, 2, 3, 4, s naplánovaným přímým polem.



Obr. č. 14: Univerzální IMRT verifikační fantom s referenčními body 0, 1, 2, 3, 4, s naplánovaným šikmým polem.

Navíc jsme chtěli ještě posoudit vliv HU na výpočet. Proto jsme vytvořili kopie skenů fantomu hrudní stěny bez bolusu a v plánovacím systému jsme na nich vygenerovali bolusy s různými tloušťkami (0,3 cm, 0,5 cm a 1 cm) a s denzitou 0 HU a 30 HU. Vytvořili jsme plány pro tangenciální pole a vypočetli jsme dávku v referenčním bodě č. 1. Tuto dávku jsme porovnávali s dávkou spočítanou s bolusem - 30 HU.

2.5 Výsledky

Bylo provedeno měření dávky pro techniku dvou tangenciálních polí na fantomu imitujícím hrudní stěnu u pacientek po ablaci prsu. Z těchto hodnot byla spočítána odchylka dávky plánované od dávky změřené na tomto fantomu. Výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 6:

Tabulka č. 6: Měření dávky na fantomu hrudní stěny pro techniku dvou tangenciálních polí (t=0 bez bolusu, t=0,3 bolus o tloušťce 0,3 cm, t=0,5 bolus o tloušťce 0,5 cm, t= 1 bolus o tloušťce 1 cm, DP1= dávka naplánovaná s naskenovaným bolusem, DP2= dávka naplánovaná s bolusem vygenerovaným v plánovacím systému Eclipse, DM= dávka měřená pro různé tloušťky bolusů)

	t=0	t=0.3	t=0.5	t=1
DP1 [Gy]	1,978	1,955	1,951	1,908
DP2 [Gy]		1,954	1,934	1,904
DM [Gy]	2,024	2,001	1,981	1,940
Odchylka DP1 x DP2 [%]		0,1	0,9	0,2
Odchylka DP1 x DM [%]	-2,28	-2,30	-1,50	-1,65
Odchylka DP2 x DM [%]		-2,35	-2,35	-1,85

Dále byla změřena dávka v referenčních bodech (0-4) rozmístěných na univerzálním IMRT verifikačním fantomu pro přímé pole (0°) a pro šikmé pole (320°). Vypočítali jsme odchylku mezi plánovanou a změřenou dávkou pro různé tloušťky bolusů. Výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 7-14.

Tabulka č. 7: Měření pro univerzální IMRT verifikační fantom, gantry 0°, bez bolusu, (DP= dávka plánovaná plánovacím systémem Eclipse pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č. 0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č.2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č. 4
DP [Gy]	1,004	1,012	1,015	1,010	1,012
DM[Gy]	0,995	1,005	1,005	1,002	1,002
Odchylka [%]	0,89	0,71	1,01	0,80	0,95

Tabulka č.8: Měření pro univerzální IMRT verifikační fantom, gantry 320 °, bez bolusu (DP= dávka plánovaná pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č.0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č. 2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č. 4
DP [Gy]	0,946	0,923	0,896	0,974	1,008
DM [Gy]	0,926	0,909	0,888	0,958	0,981
Odchylka [%]	2,18	1,52	0,88	1,62	2,65

Tabulka č. 9: Měření pro IMRT verifikační fantom, gantry 0°, bolus tloušťky 0,3 cm (DP= dávka plánovaná pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č.0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č. 2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č. 4
DP [Gy]	0,996	1,004	1,006	1,002	1,003
DM [Gy]	0,987	0,997	0,996	0,996	0,993
Odchylka [%]	0,88	0,64	0,94	0,54	0,94

Tabulka č.10: Měření pro IMRT verifikační fantom, gantry 320°, bolus tloušťky 0,3 cm (DP= dávka plánovaná pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č.0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č. 2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č. 4
DP [Gy]	0,932	0,910	0,885	0,962	0,967
DM [Gy]	0,917	0,898	0,877	0,946	0,970
Odchylka [%]	1,64	1,23	0,92	1,66	-0,28

Tabulka č. 11: Měření pro IMRT verifikační fantom, gantry 0°, bolus tloušťky 0,5 cm (DP= dávka plánovaná pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č.0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č. 2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č. 4
DP [Gy]	0,996	1,003	1,005	1,001	1,002
DM [Gy]	0,980	0,987	0,987	0,987	0,984
Odchylka [%]	1,58	1,59	1,79	1,34	1,74

Tabulka č.12: Měření pro IMRT verifikační fantom, gantry 320°, bolus tloušťky 0,5 cm (DP= dávka plánovaná pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č.0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č. 2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č. 4
DP [Gy]	0,930	0,907	0,882	0,959	0,987
DM [Gy]	0,908	0,889	0,867	0,938	0,958
Odchylka [%]	2,34	2,06	1,65	2,24	2,97

Tabulka č.13: Měření pro IMRT verifikační fantom, gantry 0°, bolus tloušťky 1 cm (DP= dávka plánovaná pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č.0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č. 2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č. 4
DP [Gy]	0,979	0,986	0,987	0,983	0,983
DM [Gy]	0,967	0,967	0,973	0,973	0,970
Odchylka [%]	1,21	1,02	1,47	1,06	1,37

Tabulka č. 14: Měření pro IMRT verifikační fantom, gantry 320°, bolus tloušťky 1 cm (DP= dávka plánovaná pro 100 MU, DM= dávka měřená)

	Ref. bod č.0	Ref. bod č. 1	Ref. bod č. 2	Ref. bod č. 3	Ref. bod č.4
DP [Gy]	0,910	0,885	0,862	0,939	0,986
DM [Gy]	0,888	0,870	0,850	0,917	0,940
Odchylka [%]	2,46	1,71	1,46	2,35	2,93

Dále jsme zkoumali vliv malých změn HU bolusu na výpočet dávky plánovacím systémem Eclipse. Proto jsme v plánovacím systému na fantomu hrudní stěny vygenerovali bolusy s denzitou 0 HU a +30 HU. Pro tyto bolusy jsme nechali vypočítat dávku v referenčním bodě č. 1 a tuto dávku jsme porovnávali s výpočty pro bolus s denzitou -30 HU a s dávkami naměřenými na fantomu ionizační komorou. Tyto výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 15. Řádek DM označuje dávku změřenou ionizační komorou na fantomu. Řádek CT popisuje dávku spočítanou plánovacím systémem Eclipse pro fantom hrudní stěny s naskenovaným bolusem. Řádky G -30 HU, G +30 HU a G 0 HU popisují dávku v referenčním bodě č. 1, spočítanou plánovacím systémem Eclipse pro vygenerované bolusy o denzitách -30 HU, +30 HU a 0 HU. Dále jsou v tabulce zobrazeny různé odchylky mezi těmito dávkami.

Tabulka č. 15: Porovnání dávky změřené a dávky naplánované v referenčním bodě č. 1, na fantomu hrudní stěny pro různé denzity bolusů a odchylky mezi těmito dávkami

	t=0	t=0,3	t=0,5	t=1
DM [Gy]	2,024	2,001	1,981	1,940
CT [Gy]	1,987	1,954	1,934	1,904
G -30HU [Gy]	1,978	1,955	1,951	1,908
G +30HU [Gy]		1,948	1,943	1,905
G 0HU [Gy]		1,950	1,944	1,908
G -30 x G 0HU [%]		0,26	0,36	0,00
G+30 x G 0HU [%]		-0,10	-0,05	-0,16
G-30 x G+30HU [%]		0,36	0,41	0,16
CT x G +30HU [%]		0,31	-0,46	-0,05
CT x G -30HU [%]		-0,05	-0,87	-0,21
CT x G 0HU [%]		0,21	-0,51	-0,21

První měření jsme prováděli na lineárním urychlovači CLINAC 2100 C/D. Výsledky tohoto měření nevyšly tak, jak jsme předpokládali. Později jsme zjistili, že toto měření bylo chybné. Součástí stolu lineárního urychlovače byly výztuhy, které jsme při měření neposunuly tak, aby jimi neprocházel svazek záření daného ozařovacího pole. Výsledky chybného měření jsou uvedeny v tabulce č. 16.

Tabulka č. 16: Chyba v měření dávky na fantomu hrudní stěny pro techniku dvou tangenciálních polí, (t=0 bez bolusu, t=0,3 bolus tloušťky 0,3 cm, t=0,5 bolus tloušťky 0,5 cm, t= 1 bolus tloušťky 1 cm, DP1= dávka naplánovaná s naskenovaným bolusem, DP2= dávka naplánovaná s vygenerovaným bolusem, DM= dávka měřená pro různé tloušťky bolusů)

	t=0	t=0.3	t= 0.5	t=1
DP1 [Gy]	1,978	1,995	1,951	1,908
DP2 [Gy]		1,954	1,934	1,904
DM [Gy]	1,859	1,839	1,821	1,784
Odchylka DP1 x DP2 [%]		0,05	0,88	0,21
Odchylka DP1 x DM [%]	6,38	6,31	7,12	6,93
Odchylka DP2 x DM [%]		6,26	6,18	6,71

2.6 Diskuze

Naplánovali jsme a ověřili výpočtem dávku pro vygenerované a naskenované bolusy různých tloušťek. V tabulce č. 6 jsou zobrazeny výsledky měření dávky pro techniku dvou tangenciálních polí na fantomu imitujícím hrudní stěnu u pacientky po ablaci pro ca prsu. Vidíme, že odchylka dávky vypočtené v plánovacím systému Eclipse pro tangenciální pole s bolusem vygenerovaným od dávky vypočítané s bolusem naskenovaným na CT pro jednotlivé tloušťky bolusů, je od 0,1% do 0,9%. Tato odchylka je přijatelná a můžeme tyto varianty považovat za rovnocenné – můžeme použít bolus vygenerovaný v plánovacím systému i bolus naskenovaný na CT.

Z výsledků vyplývá, že lze použít vygenerovaný bolus místo skenovaného bolusu. Používání pouze skenovaného bolusu by přinášelo v praxi komplikace. Pacient by musel být s bolusem snímkován. CT se v nemocnici České Budějovice a.s. nachází ve druhém patře, kde jsou i dislokované fixační pomůcky. Úložný prostor pro tyto pomůcky je omezený a gelový materiál, z kterého jsou bolusy vyráběny je vzhledem ke své konzistenci těžko přenositelný. Museli bychom bolusy vypodložit a celkově by na oddělení musel být větší počet bolusů. Je výhodnější používat bolus vygenerovaný. Chyba při plánování nebude natolik velká, aby ovlivnila výpočet dávky.

Při užití techniky tangenciálních polí na bolus dopadá téměř vždy záření v šikmém směru. Z tohoto důvodu nás také zajímalo, jestli odpovídá výpočet dávky v plánovacím systému a dávky měření i pro přímé pole.

Výsledky jsme chtěli ověřit měřením na fantomu. Provedli jsme měření pro techniku jednoho přímého a jednoho šikmého pole na IMRT verifikačním fantomu. Tato měření jsme srovnali s dávkami získanými z plánovacího systému a výsledky jsou uvedeny v tabulkách č. 7, č. 8, č. 9, č. 10, č. 11, č. 12, č. 13, č. 14. Na těchto měřeních lze vidět, že bez bolusu je největší odchylka 1,01% pro pole přímé a 2,65% pro pole šikmé. Největší odchylka pro bolus tloušťky 0,3 cm je 0,94% pro pole přímé a 1,66% pro pole šikmé. U bolusu tloušťky 0,5 cm je největší odchylka 1,79% pro přímé pole a 2,97% pro šikmé pole. Pro bolus o tloušťce 1 cm byla největší odchylka pro přímé pole 1,47% a 2,93% pro pole šikmé. Všechny tyto odchylky byly menší než 3%.

Dále jsme provedli výpočet pro jednotlivé tloušťky bolusů s různou denzitou - 0HU a 30 HU (tabulka č. 15). Tyto výsledky ukazují, že maximální odchylka v plánovaných dávkách pro jednotlivé tloušťky bolusů s různou denzitou je 2,35%. To znamená, že vliv HU na výpočet dávky v této oblasti není tak velký. Na základě tohoto měření jsme se rozhodli, že při plánování budeme používat bolus s denzitou 0 HU.

Výsledky při prvním měření jsme prováděli na lineárním urychlovači CLINAC 2100 C/D. Při tomto měření došlo k chybě. Součástí stolu byly výztuhy, které se musely při ozařování přesouvat tak, aby skrz ně neprocházel svazek daného ozařovacího pole. Na to jsme při tomto měření zapomněli. Podle těchto výsledků byla odchylka větší než 6%. Zveřejněním vadného měření jsme chtěli poukázat, jaká chyba by mohla vzniknout v dávce, kdyby se na tyto výztuhy zapomnělo u reálného pacienta. Současný přístroj na oddělení radioterapie v nemocnici České Budějovice a.s. TRUEBEAM už má stůl, který neobsahuje výztuhy a je plně transparentní.

2.7 Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo srovnání dávky naplánované a naměřené pod bolusem z nového materiálu a vypracování zásad pro jeho užívání. Tento cíl jsem splnila. Výsledky srovnání dávky naplánované a naměřené pod bolusem z nového materiálu jsem zpracovala pomocí tabulek v kapitole Výsledky. Zásady používání bolusu jsem popsala v teoretické části v kapitole Bolus pro radioterapii.

Na základě provedení tohoto měření byla zároveň potvrzena hypotéza mé práce. Potvrdili jsme, že vygenerovaný bolus v plánovacím systému odpovídá naskenovanému bolusu na CT s pacientem a dále jsme se přesvědčili o tom, že mezi naplánovanou a naměřenou dávkou je rozdíl. Odchylka dávky naplánované a naměřené při všech měřeních nepřesáhla 3%. To znamená, že v praxi může gelový bolus nahradit bolus z ceradentu.

3 Seznam informačních zdrojů

1. SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA. Moderní radioterapeutické metody. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999, 118 s. ISBN 80-7013-267-1.
2. HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA. Základy radiační onkologie. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012, 247 s. ISBN 978-80-210-6061-6.
3. ŠLAMPA, Pavel. Radiační onkologie v praxi. 3. aktualiz. vyd. Brno: Masarykův onkologický ústav, 2011, 319 s. ISBN 9788086793191
4. DOBBS, Jane, Ann BARRETT a Daniel ASH. *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal, 1992. ISBN 80-900235-8-4
5. THE ALDERSON RADIATION THERAPY PHANTOM (ART): The Worldwide Standard for Quality Assurance for Radiation Therapy. In: *Radiology Support Devices* [online]. 2014 [cit. 2016-04-21]. Dostupné z: http://rsdphantoms.com/rt_art.htm
6. KUBECOVÁ, M. et al. *Onkologie : Učební texty pro studenty 3. LF* [online]. 1. vyd. Praha : Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta, Radioterapeutická a onkologická klinika, 2011. 178 s. Dostupné z [www:](http://www.lf3.cuni.cz/cs/pracoviste/onkologie/skripta/) <http://www.lf3.cuni.cz/cs/pracoviste/onkologie/skripta/> ISBN: 978-80-254-9742-5
7. FAIZ M. KHAN .. [ET AL.]. *Khan's lectures: handbook of the physics of radiation therapy*. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health, 2012. ISBN 1605476811.

8. 8 *Onkologie* [online]. Hradec Králové: Solen, s.r.o., 2008, **10**.(2) [cit. 2016-04-21]. ISSN 1803-5345. Dostupné z:
<http://www.onkologiecs.cz/magno/xon/2008/mn2.php>
9. Bolus for radiotherapy. In: *Google* [online]. [cit. 2016-04-21]. Dostupné z:
<http://www.google.com/patents/EP0928795A2?cl=en>
10. Multileaf collimator in radiotherapy. JERAJ, Matjaž a Vlado ROBAR. *Radiol oncol* [online]. Ljubljana, Slovenia, 2004, s. 235-40 [cit. 2016-04-16]. Dostupné z: <http://www.onko-i.si/fileadmin/onko/datoteke/dokumenti/043803-jeraj.pdf>
11. Bolus-With Skin. In: *Www.civco.com* [online]. [cit. 2016-03-14]. Dostupné z:
<http://www.civco.com/ro/miscellaneous/boluswith-skin/boluswith-skin-M10.htm#productOptions>
12. MONTASERI, Atousa, Mohammadreza ALINAGHIZADEH a Seied RABI MAHDAV. *Iranian Journal of Medical Physics: Physical Properties of Ethyl Methacrylate as a Bolus in Radiotherapy* [online]. 2. 2012 [cit. 2016-04-21]. ISSN 2345-3672
13. Unnecessary health care. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-04-21]. Dostupné z:
https://en.wikipedia.org/wiki/Unnecessary_health_care
14. MAZUCHOVÁ, Hana. *Plánování léčby a příprava ozařovacího plánu v radioterapii: Paliativní radioterapie* [online]. Olomouc, 2011 [cit. 2016-04-21]. Dostupné z: <http://theses.cz/id/xevfsp/00146537-533226843.pdf>. Bakalářská. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce MUDr. Yvona Klementová

15. ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3

16. KLENER, Vladislav (ed.). *Principy a praxe radiační ochrany*. 1. vyd. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000. ISBN 80-238-3703-6

17. Recht, A., Edge, S., B., Solin, L., J., et al: Postmastectomy Radiotherapy: Guidelines of the American Society of Clinical Oncology. *Journal. Of Clinical. Oncology*, Vol. 19, No 5, 2001, pp 1539-1569

18. 18 ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. In: *IAEA: International Atomic Energy Agency* [online]. Austria, 2000 [cit. 2016-04-21]. Dostupné z: http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398_scr.pdf

19. PODGORSK E.B.: *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna: IAEA, 2005, ISBN 92-0-107304-6.

20. Diffuse Lung Disease: Basic Principles of Radiation Therapy in Carcinoma of the Lung. <http://flylib.com/> [online]. 2005 [cit. 2016-03-21]. Dostupné z: <http://flylib.com/books/en/3.98.1.114/1/>

21. Radiobiologie: Ozařovací techniky [online]. [cit. 2016-03-30]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/6-kapitola/614/6145.html>

22. HYNKOVÁ, L., H. DOLEŽALOVÁ a P. ŠLAMPA. Radioterapie - učební texty pro studenty 5. roč. LF MU Brno: Algoritmus léčby zářením [online]. [cit. 2016-03-30]. Dostupné z: <https://www.mou.cz/radioterapie-ucebni-texty-pro-studenty-5-roc-lf-mu-brno/f16>.

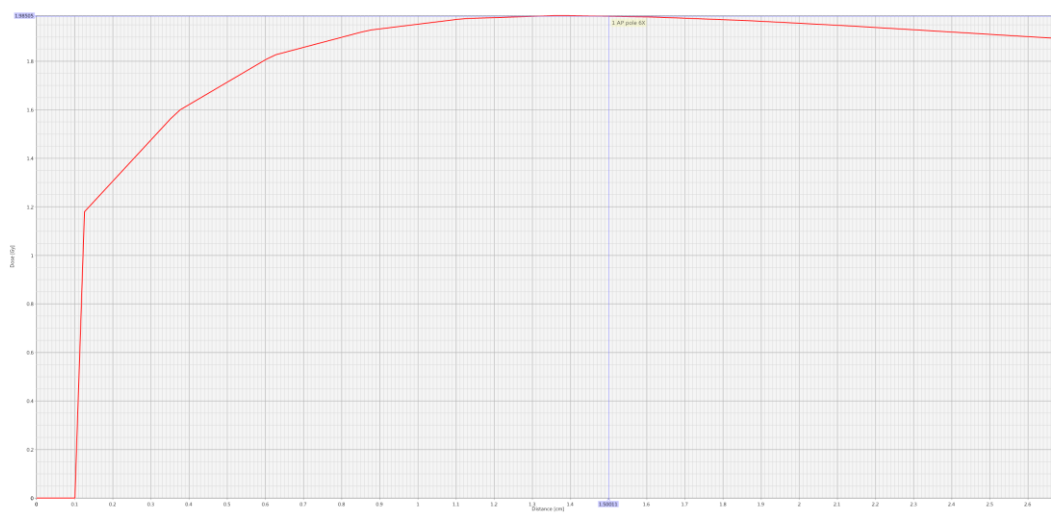
23. PTW: Dosimetry Solution for Radiation Therapy. <http://www.ptw.de/> [online]. [cit. 2016-04-13]. Dostupné z: http://www.ptw.de/radiation_therapy.html

24. Plánování léčby pro externí svazek záření: Seznámení se systémem Eclipse.
In: Návod k použití systému Eclipse [online]. Finsko: Varian medical systems, 2013 [cit. 2016-04-14]
25. Iba Dosimetry: Solid Phantoms [online]. Schwarzenbruck [cit. 2016-04-14].
Dostupné z: <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/absolute-dosimetry/solid-phantoms>
26. Varian medical systems: TrueBeam™ Radiotherapy System [online]. [cit. 2016-04-14]. Dostupné z: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>
27. IRSA: RadioSurgery Practise GUIDENILES [online]. [cit. 2016-04-17].
Dostupné z: <http://www.irsa.org/imrt.html>
28. Medical Physics The International Journal of Medical Physics Research and Practice: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee [online]. 2003, 30 [cit. 2016-04-17]. Dostupné z: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/30/8/10.1118/1.1591194>
29. Linkos Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně: Přehled principů moderních metod v radioterapii [online]. 2005 [cit. 2016-04-17]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/abstrakta/cislo/626/>
30. ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V RADIOTERAPII: BEZPEČNÉ POUŽÍVÁNÍ MODERNÍCH RADIOTERAPEUTICKÝCH METOD. In: SÚJB: Státní úřad pro jadernou bezpečnost [online]. Praha, 2014 [cit. 2016-04-21].
Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/Doporuceni_Bezpecnost_2014.pdf

4 Přílohy

Příloha č. 1:	Křivka bez bolusu 6 MV
Příloha č. 2:	Křivka bez bolusu 18 MV
Příloha č. 3:	Křivka s bolusem 0.2 cm
Příloha č. 4:	Křivka s bolusem 0.5 cm
Příloha č. 5	Křivka s bolusem 1 cm
Příloha č. 6	Hrudní stěna bez bolusu
Příloha č. 7	Hrudní stěna s bolusem
Příloha č. 8	Bolus z gelového materiálu
Příloha č. 9	Bolus z Ceradentu

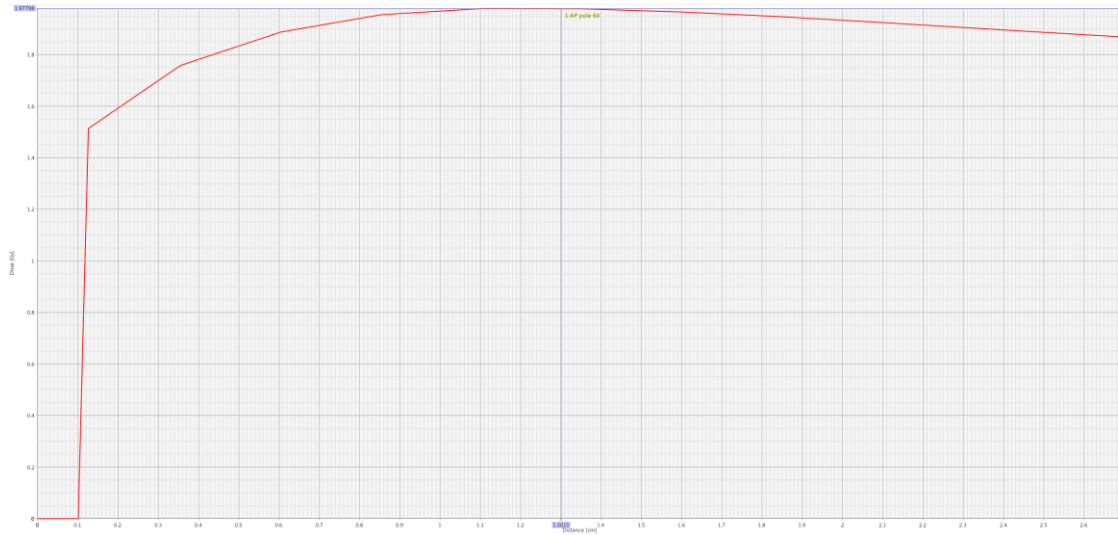
Příloha č. 1: Křivka absorpce dávky bez bolusu s energií 6 MV



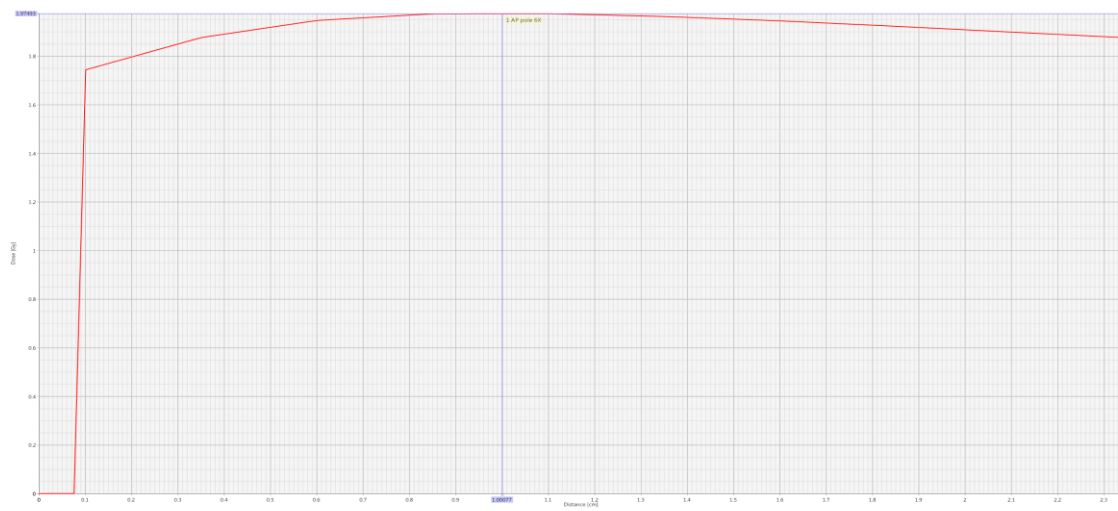
Příloha č. 2: Křivka absorpce dávky bez bolusu s energií 18 MV



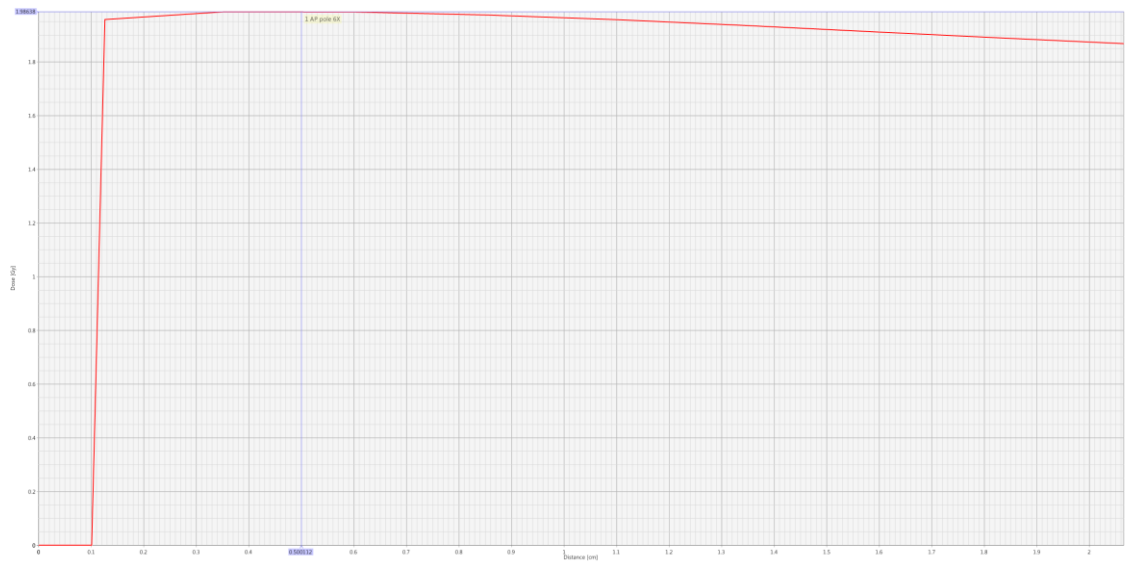
Příloha č. 3: Křivka absorpce dávky s bolusem 0.2 cm s energií 6 MV



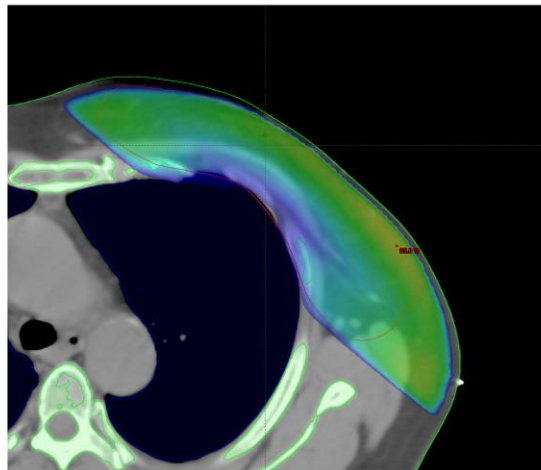
Příloha č. 4: Křivka absorpce dávky s bolusem 0.5 cm s energií 6 MV



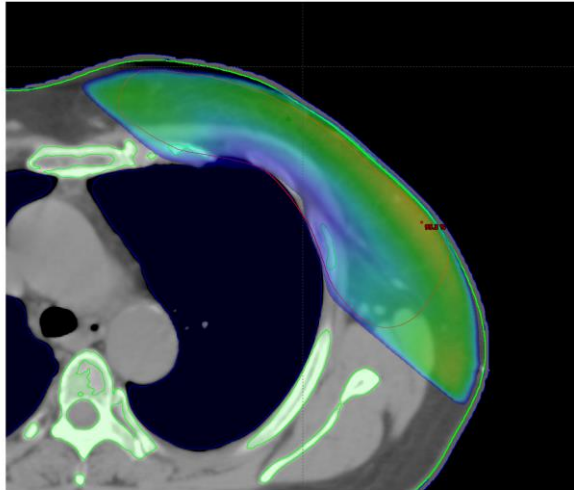
Příloha č. 5: Křivka absorpce dávky s bolusem 1 cm s energií 6 MV



Příloha č. 6: Plánování ozáření hrudní stěny bez bolusu, 80% izodóza



Příloha č. 7: Plánování ozáření hrudní stěny s bolusem, 80% izodoza



Příloha č. 8: Bolus z gelového materiálu



Příloha č. 9: Bolus z Ceramentu

